

TESE DE DOUTORADO

**INFLUÊNCIA DE ONDAS ELETROMAGNÉTICAS
ORIUNDAS DE DESCARGAS ATMOSFÉRICAS
EM PESSOAS PORTADORAS DE PRÓTESE**

Alcides Leandro Da Silva

Brasília, Março de 2014

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA**

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

INFLUÊNCIA DE ONDAS ELETROMAGNÉTICAS
ORIUNDAS DE DESCARGAS ATMOSFÉRICAS
EM PESSOAS PORTADORAS DE PRÓTESE

ALCIDES LEANDRO DA SILVA

ORIENTADOR: PLINIO RICARDO GANIME ALVES

TESE DE DOUTORADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

PUBLICAÇÃO: ENE.PPGEE.DM - 084/2014
BRASÍLIA: MARÇO - 2014

FICHA CATALOGRÁFICA

SILVA, ALCIDES LEANDRO DA

Influência de ondas eletromagnéticas oriundas de descargas atmosféricas em pessoas portadoras de prótese. [Distrito Federal] 2014.

xiii, 107p., 210x297 mm (ENE/FT/UnB, Doutor, Engenharia Elétrica, 2014).

Tese de Doutorado - Universidade de Brasília.

Faculdade de Tecnologia.

Departamento de Engenharia Elétrica.

- | | |
|---------------|-----------------------------------|
| 1. Prótese | 2. Corrente induzida |
| 3. TLM | 4. Transformada da incerteza (UT) |
| I. ENE/FT/UnB | II. Título (série) |

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

SILVA, Alcides L. (2014). Influência de ondas eletromagnéticas oriundas de descargas atmosféricas em pessoas portadoras de prótese. [Distrito Federal] 2014.

Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica, Publicação PPGEE.DM - 084/2014, Departamento de Engenharia Elétrica, Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 107p.

CESSÃO DE DIREITOS

NOME DO AUTOR: Alcides Leandro Da Silva.

TÍTULO DA TESE: Influência de ondas eletromagnéticas oriundas de descargas atmosféricas em pessoas portadoras de prótese.

GRAU / ANO: Doutor / 2014

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta Tese de Doutorado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta Tese de Doutorado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

Alcides Leandro Da Silva

GuaraPark (CAAC), chácara 53, casa 37, Guará I.

71.090-635 Guarά-Brasília - DF - Brasil.

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

INFLUÊNCIA DE ONDAS ELETROMAGNÉTICAS
ORIUNDAS DE DESCARGAS ATMOSFÉRICAS
EM PESSOAS PORTADORAS DE PRÓTESE

ALCIDES LEANDRO DA SILVA

Banca Examinadora

Prof. Plinio Ricardo Ganime Alves, PhD. ENE/UnB (Presidente/Orientador)

Prof. Adson Ferreira da Rocha, PhD. FGA/UnB (Examinador interno)

Prof. Hugo A. Domínguez Almaguer, Dr. FURB/Blumenau-SC (Examinador externo)

Prof. Leonardo da Cunha Brito, Dr. EMC/UFG (Examinador Externo)

Prof. Leonardo R A X Menezes, PhD. ENE/UnB (Examinador interno)

Prof. Francisco Damasceno Freitas, Dr. ENE/UnB (Examinador interno)

Dedicatória

À Minha Família e Amigos, pelo incentivo silencioso que tanta energia carrega.

Às Pessoas que usam Prótese.

Agradecimentos

Ao Meu Deus, Pura Energia.

À Evandra, Hyandra e Hyander, por entenderem a importância deste Projeto.

Ao Professor Plinio Ganime, amigo, orientador, que tanta oportunidade de discussão técnica proporcionou para que pudéssemos concluir este trabalho.

Ao Professor Damasceno, pelo incentivo permanente.

Aos Professores Franklin C. e Leonardo R., por sempre vislumbrarem novos caminhos.

A Eliane L. e Família, pelo permanente apoio espiritual.

Aos Professores que muito nos honraram por participarem da Banca:

Hugo Armandez, Leonardo Brito, Damasceno F., Adson R., Leonardo RAX.

Aos Professores da área Biomédica e amigos que nos proporcionaram troca de ideias:

Johnny W., Elisabeth F., Rinaldo M., Raimundo N., Renato O., Luciene M.

Aos amigos Elizabeth S., Fabio F. e Luis G., pelo apoio técnico.

Aos Professores de Santa Catarina, pelo opinamento técnico durante visita acadêmica:

Adroaldo R., Hugo A., Jony L.

Aos Amigos do GSEP, por concederem o espaço temporal e entenderem o papel da qualificação.

Às pessoas que, na positiva vibração dos circuitos Bioelétricos, emitiram ondas eletromagnéticas ao meu apoio.

Resumo da Tese submetida ao Departamento de Engenharia Elétrica como requisito parcial para obtenção do Grau de Doutor em Engenharia Elétrica.

**INFLUÊNCIA DE ONDAS ELETROMAGNÉTICAS
ORIUNDAS DE DESCARGAS ATMOSFÉRICAS
EM PESSOAS PORTADORAS DE PRÓTESE**

Alcides Leandro Da Silva

Março 2014

RESUMO

As ondas eletromagnéticas interferem em equipamentos, estruturas e edificações que possuem materiais condutores capazes de dar origem a correntes elétricas nas suas proximidades. Com o poder de penetração das ondas eletromagnéticas, mesmo em meio isolante, peças metálicas também são perturbadas nos aspectos eletromagnéticos com surgimento de potenciais elétricos e correntes variantes no tempo. Campos eletromagnéticos daí originados tornam-se novas fontes de perturbações em sua circunvizinhança. Esta pesquisa buscou comprovar as perturbações a que estão sujeitas as pessoas portadoras de implantes metálicos, as Próteses, quando sob influências de ondas eletromagnéticas procedentes de descargas atmosféricas. As ondas eletromagnéticas desencadearam campos e correntes com diferentes amplitudes no meio biológico, com potenciais de causar danos ao organismo vivo. O estudo da diversidade de parâmetros constitutivos do volume condutor, decorrente da distribuição populacional, foi contemplado com aplicação do recente método estatístico Unscented Transform (UT). As equações de Maxwell foram trabalhadas na visão da Engenharia e na perspectiva do Bioeletromagnetismo, com envolvimento dos circuitos bioelétricos.

Abstract of Thesis submitted to the Department of Electrical Engineering as a partial requirement for the degree of Doctor in Electrical Engineering.

**INFLUENCE OF ELECTROMAGNETIC WAVES
FROM LIGHTNING IN PEOPLE WITH PROSTHESES**

Alcides Leandro Da Silva

March 2014

ABSTRACT

Electromagnetic waves interfere with equipment, structures and buildings that have conductive materials capable of giving rise to electrical currents in its vicinity. With the power of penetration of electromagnetic waves, even in the insulating medium, metal parts also suffer disturbances in the electromagnetic aspects with the arising of electrical potentials and time-varying currents. Electromagnetic fields originating therefrom become new sources of disturbances in its surrounding region. This study aimed to prove the disturbances that can reach people with metal implants, Prostheses, when under influences electromagnetic waves coming from lightning. The Electromagnetic waves triggered fields and currents with different amplitudes in biological systems, potentially capable of causing harm to living organisms. The study of the diversity of constitutive parameters of the volume conductor, due to population distribution, was performed using the recent statistical method named Unscented Transform (UT). Maxwell's equations were worked in the view of Engineering and the perspective of the Bioelectromagnetics, with involvement of bioelectric circuits.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	DESCARGAS ATMOSFÉRICAS	1
1.2	POLUIÇÃO ELETROMAGNÉTICA	5
1.2.1	ELETROSSENSIBILIDADE	5
1.3	MATERIAIS E MAGNETIZAÇÃO	7
1.4	INDUÇÃO ELETROMAGNÉTICA	8
1.5	LIMITES DE EXPOSIÇÃO A ONDAS ELETROMAGNÉTICAS	10
1.6	DELINEANDO A TESE	13
2	MODELO TLM PARA PROPAGAÇÃO DE ONDAS ELETROMAGNÉTICAS	15
2.1	O NÓ BÁSICO SCN	18
2.2	AS EQUAÇÕES DE MAXWELL	21
2.3	EQUAÇÕES DE MAXWELL E ACOPLAMENTOS ENTRE OS CAMPOS NO SCN	22
2.4	EXCITAÇÃO DA MALHA TLM-SCN	29
2.5	CONEXÃO ENTRE OS PULSOS NA MALHA TLM-SCN	31
2.6	CAPTAÇÃO DOS CAMPOS NA MALHA TLM-SCN	32
2.7	VALIDAÇÃO DO CÓDIGO TLM-SCN: EXEMPLO 1	34
2.8	VALIDAÇÃO DO CÓDIGO TLM-SCN EM AMBIENTE COM PERDAS: EXEMPLO 2	36
3	CAMPOS ELETROMAGNÉTICOS E SERES VIVOS	38
3.1	FONTES DE CAMPOS ELETROMAGNÉTICOS	38
3.2	BIOELETROMAGNETISMO E BIOELETRODINÂMICA	39
3.3	POTENCIAL DE AÇÃO (PA)	40
3.4	CIRCUITO BIOELÉTRICO	43
3.5	ESTIMULAÇÃO ELETROMAGNÉTICA DAS CÉLULAS	44
3.6	ENERGIA ELETROMAGNÉTICA NO PROCESSO DE CURA	47
3.7	INTERAÇÃO COM OS CAMPOS ENDÓGENOS	48
3.8	O VOLUME CONDUTOR E PRÓTESES	50
3.8.1	O VOLUME CONDUTOR E AS CORRENTES	50
3.8.2	PRÓTESES NO VOLUME CONDUTOR	52

4	CARACTERIZAÇÃO DO AMBIENTE E MODELO COMPUTACIONAL	56
4.1	A FONTE DE CAMPO ELÉTRICO.....	56
4.2	ESPAÇO COMPUTACIONAL	58
4.3	EXCITAÇÃO DA MALHA E PONTOS DE CAPTAÇÃO DE DADOS	60
4.3.1	PARÂMETROS DOS MEIOS	64
5	CAMPOS ELETROMAGNÉTICOS NO VOLUME CONDUTOR COM PRÓTESE: SIMULAÇÃO TLM	65
5.1	CAMPOS AO LONGO DA MALHA TLM	66
5.2	CAMPO ELÉTRICO NA PRÓTESE	74
6	INFLUÊNCIA DA PRÓTESE NO MEIO BIOLÓGICO	76
6.1	ESTIMULAÇÃO DE TECIDOS.....	81
6.1.1	EXEMPLO DE ESTIMULAÇÃO DE TECIDOS.....	82
7	VARIAÇÃO DOS PARÂMETROS DO MEIO BIOLÓGICO COM APLICAÇÃO DA TRANSFORMADA DA INCERTEZA - UT	85
7.1	A TEORIA DA TRANSFORMADA DA INCERTEZA (UT)	85
7.2	O ESPAÇO COMPUTACIONAL E PROCEDIMENTO PARA SIMULAÇÃO COM UT	89
7.3	SIMULAÇÃO E RESULTADOS.....	92
8	CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS	96
8.1	CONTRIBUIÇÕES DA TESE E TRABALHOS FUTUROS	98
8.2	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	98
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	99

LISTA DE FIGURAS

1.1	Circuito elétrico global com distribuição de correntes.....	1
1.2	Linha de Transmissão atingida por descarga atmosférica	2
1.3	Formas típicas de pulsos eletromagnéticos.	3
1.4	Incidência de raios no Brasil.....	4
1.5	Faixas de campos biomagnéticos.....	6
1.6	Efeitos da indução em materiais Diamagnético e Paramagnético.	7
1.7	Distribuição de campos elétricos induzidos internamente no corpo.	8
1.8	Efeitos da indução eletromagnética em seres vivos: densidades de correntes induzidas por campo elétrico para um homem, um porco e um rato.	9
1.9	Campos elétricos de uma cafeteira	13
2.1	Trecho de um par de linha de transmissão constituindo um NÓ paralelo TLM.....	15
2.2	Trecho de um par de linha de transmissão constituindo um NÓ série TLM	16
2.3	Malhas TLM-2D com distâncias internodais uniformes.....	16
2.4	Ilustração do princípio de Huygens-Fresnel	17
2.5	Princípio de Huygens e processo de espalhamento ($t=t_0$ e $t=t_0+1\Delta t$).	18
2.6	Princípio de Huygens e processo de espalhamento ($t=1\Delta t$ e $t=2\Delta t$).	18
2.7	NÓ Simétrico Condensado tridimensional (SCN-3D).....	19
2.8	NÓ SCN-3D com orientação para cortes nos planos x-y, z-x e y-z.....	19
2.9	Representação do NÓ SCN-3D em três estruturas bidimensionais, com as tensões V_1 a V_{12} , e correspondentes portas	20
2.10	Estrutura tridimensional inserida em um bloco para discretização e formatação da célula TLM-3D.	20
2.11	Espalhamento na parte interna do NÓ SCN, com valores relativos.....	24
2.12	Matriz espalhamento (S), com as incógnitas, relaciona as tensões incidentes V_{1-12}^r com as refletidas V_{1-12}^i	25
2.13	Matriz espalhamento, S, com sua matriz transposta ($S^T \cdot S$).....	26
2.14	Matriz espalhamento S numérica, dimensão 12x12 relaciona V_{1-12}^r com V_{1-12}^i	27
2.15	Matriz espalhamento, S (18x18), com as incógnitas.	28
2.16	Conexão de NÓS adjacentes	32
2.17	Circuito equivalente para cálculo de I_x	33
2.18	Cavidade ressonante retangular.	34
2.19	Campo E_x em função do tempo.	34
2.20	Transformada de Fourier do campo E_x	35

2.21	Condições de fronteiras para onda plana	36
2.22	Campo elétrico E_z em meio com perdas $\epsilon_r = 78 - j12$ (Bidimensional).....	36
2.23	Campo elétrico E_z em meio com perdas $\epsilon_r = 78 - j12$ (Tridimensional).....	37
2.24	Resultados TLM SCN-3D e solução analítica do campo elétrico em meio com perdas	37
3.1	Descarga elétrica nas proximidades de edificações	38
3.2	Campos eletromagnéticos em meios com propriedades físicas diferentes	39
3.3	Registro de sinais elétricos passivos e ativos em um neurônio.....	41
3.4	Membrana no estado de repouso, cargas iguais no lado extracelular e no lado cito- plasmático	42
3.5	Circuito equivalente de uma membrana celular	43
3.6	Circuito equivalente de uma membrana celular com fixador de tensão	44
3.7	Neurônio com as três partes principais.....	45
3.8	Ilustração de fibra nervosa mielinizada com nodos de Ranvier	46
3.9	Material polar em escala macroscópica, com e sem campo elétrico externo.	49
3.10	Volume condutor não homogêneo.....	51
3.11	Ilustração de aplicação do sistema Ilizarov	53
3.12	Ilustração do membro inferior com destaques de nervos e músculos.....	54
3.13	Corte transversal membro inferior.....	55
3.14	Procedimento cirúrgico para implante de Prótese no fêmur fraturado.	55
4.1	Montagem para medição de descargas atmosféricas em torre	57
4.2	Fonte de excitação com forma padrão de descarga atmosférica.	57
4.3	Diagrama de Bode para cálculo da frequência da fonte de excitação.....	58
4.4	Orientação dos eixos do corpo com os eixos do sistema coordenado.....	59
4.5	Prisma ilustrando volume biológico	59
4.6	Malha TLM Corte transversal, face x-y.....	62
4.7	Malha TLM Sagital, face z-x	63
5.1	Campo Elétrico E_z para iluminação da malha TLM, captação no ponto P1.....	66
5.2	Campo Magnético H_x para iluminação da malha TLM, captação no ponto P1.	67
5.3	Campo Magnético H_y resultado das reflexões (ponto P1).....	67
5.4	Campo Magnético H_y em escala ampliada, captação no ponto P1.....	68
5.5	Campo elétrico no músculo (E_{zMu1}), posição sagital anterior antes da Prótese.	68
5.6	Campo magnético na posição sagital anterior do músculo (H_x) antes da Prótese.....	69
5.7	Campo elétrico no músculo no primeiro microssegundo, com vista ampliada.	69
5.8	Campo elétrico E_z no osso. Centro do modelo computacional.	70
5.9	Campo magnético na massa óssea, centro do modelo computacional.	70
5.10	Campo magnético H_y na massa óssea, centro do modelo computacional.....	71
5.11	Campo H_y no osso em escala ampliada, em 240.000 iterações.	71
5.12	Campo elétrico no espaço livre E_{zAr} no início e no final da malha TLM.....	72
5.13	Posição dos campos E_{zAr1} e E_{zAr2} no tempo de propagação na malha TLM.	72
5.14	Campos magnéticos H_x ao longo da malha TLM.....	73

5.15	Campos elétricos E_z no meio Biológico, ao longo da malha TLM.....	73
5.16	Campo elétrico E_z na face da Prótese.....	74
6.1	Densidade de corrente no músculo, local da Prótese (J_{zsp}).....	77
6.2	Densidade de corrente na Prótese (J_{z-pr}).	77
6.3	Densidade de corrente na Prótese (J_{z-pr2}) em mA/cm ²	78
6.4	Corrente calculada no volume sem Prótese (I_{sp1}).....	79
6.5	Corrente na Prótese (I_{pr1}).	79
6.6	Gradientes do Campo Elétrico E_z sem a Prótese.....	80
6.7	Gradientes do Campo Elétrico E_z com a Prótese.....	80
6.8	Curva Reobase-Cronaxia.....	81
6.9	Evento completo com 3 descargas atmosféricas.....	83
6.10	Curvas de resposta a estimulação por tipo de nervo.....	84
7.1	Plano bidimensional x-y da malha TLM, em vista de cima.....	90
7.2	Plano x-z da malha, com a face da prótese em relação ao campo excitante E_z	91
7.3	Pulso eletromagnético como fonte de excitação.....	91
7.4	Correntes das 9 simulações com seus valores máximos.....	92
7.5	Correntes das 9 simulações (vista ampliada).	92
7.6	Distribuição de probabilidades valor-máximo de correntes.....	93
7.7	Probabilidade de correntes máximas em função das iterações (k).....	93
7.8	Distribuição da densidade de corrente com o comportamento da curva gaussiana.....	94
7.9	Corrente média das 9 simulações, em função das iterações (k)	94

LISTA DE TABELAS

1.1	Limites de correntes para efeitos indiretos, incluindo criança, mulher, homem	10
1.2	Exposição do público em geral a campos elétricos e magnéticos	11
1.3	Restrições básicas para densidades de correntes e SAR-corpo inteiro e localizado	12
2.1	Resultado analítico e aplicação do TLM SCN-3D: cavidade ressonante	35
4.1	Parâmetros dos componentes sob análise (para a frequência de 668,5kHz)	64
4.2	Comprimento de onda e dimensão de cada $\Delta\ell$	64
5.1	Resumo de campos e correntes ao longo do meios Biológico	75
7.1	Pontos-sigma e Pesos	88
7.2	Variáveis aleatórias gaussianas X e Y (3 pontos)	89
7.3	Pontos-sigma para duas variáveis	90

SÍMBOLOS E ABREVIATURAS

\mathcal{D}	Densidade de fluxo elétrico (valor instantâneo)	[C/m ²]
\mathcal{E}	Intensidade de campo elétrico (valor instantâneo)	[V/m]
\mathcal{B}	Densidade de fluxo magnético (valor instantâneo)	[Wb/m ²]
\mathcal{H}	Intensidade de campo magnético (valor instantâneo)	[A/m]
D	Densidade de fluxo elétrico (valor harmônico no tempo)	[C/m ²]
E	Intensidade de campo elétrico (valor harmônico no tempo)	[V/m]
B	Densidade de fluxo magnético (valor harmônico no tempo)	[Wb/m ²]
H	Intensidade de campo magnético (valor harmônico no tempo)	[A/m]
J	Densidade de corrente elétrica	[A/m ²]
<i>A</i>	Intensidade de corrente elétrica	[ampère]
<i>kA</i>	Corrente elétrica vezes 10 ³	[quiloampère]
<i>V</i>	Tensão elétrica	[volt]
<i>kV</i>	Tensão elétrica vezes 10 ³	[quilovolt]
<i>MV</i>	Tensão elétrica vezes 10 ⁶	[megavolt]
<i>kHz</i>	Frequência vezes 10 ³	[quilohertz]
<i>MHz</i>	Frequência vezes 10 ⁶	[megahertz]
<i>THz</i>	Frequência vezes 10 ¹²	[terahertz]
<i>A</i>	Área	[m ²]
ϵ	Permissividade do meio	[farad/m]
μ	Permeabilidade do meio	[henry/m]
σ	Condutividade do meio	[siemens/m]
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas	
TLM	Transmission-Line Modeling Method (Método de modelagem de linha de transmissão)	
SCN	Symmetrical Condensed Node (NÓ simétrico condensado)	
PPM	Pessoas com Prótese Metálica	
PA	Potencial de Ação	
Cap.	Capítulo	
Fig.	Figura	
Eq.	Equação	
NÓ, NÓS	Indicam os NÓS (<i>nodes</i>) da malha TLM, não os pronomes 'Nós, nos'	
rms	valor médio quadrático ou valor eficaz (<i>rms: root-means-square</i>).	

Alguns símbolos ou abreviaturas podem ser definidos ao longo do texto, para melhor compreensão.

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

1.1 Descargas atmosféricas

Como fontes naturais de interferências eletromagnéticas, as descargas atmosféricas produzem fluxo contínuo de correntes e de potenciais elétricos no planeta, indispensáveis ao equilíbrio do circuito elétrico global ilustrado na Fig. 1.1 [1].

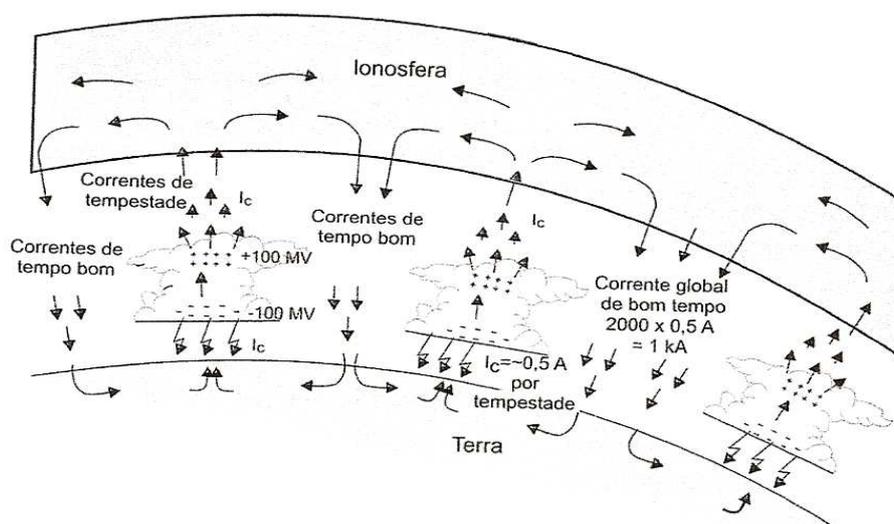


Figura 1.1: Circuito elétrico global com distribuição de correntes [1]

Em todo o globo, permanentemente, ocorrem cerca de 2.000 tempestades simultâneas, cada qual gerando uma corrente da ordem de 0,5A da nuvem para a terra, o que resulta em uma corrente média de 1.000 ampères (1kA) no circuito global [1, 2, 3]. Nesse cenário de tempestades, destacam-se os raios, caracterizados como descargas elétricas de grande intensidade que conectam as nuvens ao solo. A corrente elétrica típica de um raio é de 30kA e de 100MV, a diferença de potencial [4]. Valores de corrente superiores a 200kA, embora correspondendo a menos que 0,1% das ocorrências, já foram registrados [5].

Ao fenômeno da descarga atmosférica é imputada a causa de grande número de desligamentos das linhas de transmissão e distribuição de energia elétrica e queima de transformadores de potência [1, 4, 5]. O dano à rede elétrica pode ter origem no impacto direto da descarga sobre a linha ou na tensão induzida na linha por uma descarga próxima. A Fig. 1.2 é um registro de descargas sobre rede elétrica [4].

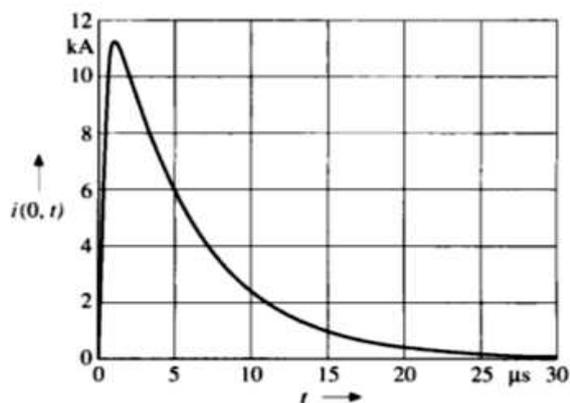


Figura 1.2: Linha de Transmissão atingida por descarga atmosférica [4].

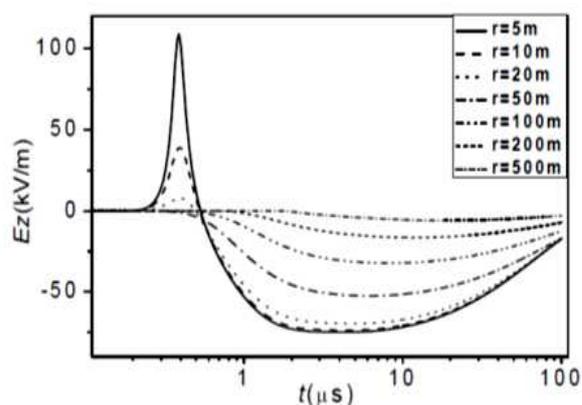
De 50 a 100 descargas elétricas ocorrem no mundo a cada segundo, perfazendo de 5 a 10 milhões por dia ou de 1 a 3 bilhões por ano, em, basicamente, quatro ambientes:

- apenas no espaço (descargas nuvem-estratosfera);
- descargas nuvem-nuvem, sem contato com o solo (descargas entre nuvens);
- no interior de nuvens (descargas intra-nuvens);
- atmosfera-solo (os raios), os mais estudados devido ao seu caráter destrutivo.

Os raios duram em média 250ms e podem percorrer, na atmosfera, dezenas de quilômetros. Como ocorrem múltiplas descargas em intervalos muito curtos (formando uma descarga plena ou *flash*), há variações de corrente e radiações com geração de campos elétricos e magnéticos com gama de frequências desde poucos hertz até 750 THz [4]. Os pulsos de corrente e de campo elétrico seguem a forma de dupla exponencial, como ilustrados na Fig. 1.3 [6, 7].



(a) Pulso de corrente de descarga atmosférica com modelo de Heidler [6].



(b) Pulso de campo Elétrico de descarga atmosférica (r indica distância horizontal do ponto da descarga) [7].

Figura 1.3: Formas típicas de pulsos eletromagnéticos.

Dados estatísticos revelam a severidade dos danos provocados por descargas atmosféricas com relação às pessoas. Para situar no tempo e em diferentes regiões, publicação com resumo de 35 anos (de 1959 a 1994) de registros de acidente e danos causados nos Estados Unidos por descargas atmosféricas, mostram que ocorreram 3.239 mortes e 9.818 pessoas lesionadas. Cerca de 92 mortes e 280 feridos por ano. Os estudos revelam que não há dados estatísticos precisos. Muitos eventos relacionados com descargas atmosféricas não são contabilizados e apontam que os dados divulgados podem ser majorados em cerca de 40% [8].

Na China, no período de 1997 a 2009 (12 anos), estudos revelaram 5.033 acidentes fatais e 4.670 pessoas feridas por queda de raios, perfazendo cerca de 419 e 389 entre pessoas vítimas fatais e pessoas lesionadas, respectivamente. As estatísticas nacionais apontaram cerca de 0,31 e 0,28, para mortos e feridos, respectivamente, por milhão de habitantes [9].

O Brasil é um dos países com maior incidência de raios no mundo. Com cerca de 50 milhões de descargas atmosféricas por ano no Brasil, o País contabiliza que para cada 50 mortes provocadas por raios no mundo, uma vítima fatal ocorre no Brasil. De 2000 a 2012 (12 anos), foram registrados cerca de 1.601 acidentes fatais por descargas atmosféricas, resultando em 133 acidentes fatais por ano [4].

A Fig.1.4 mostra um resumo de vítimas de raios no Brasil, no período de 2000 a 2012, com destaque por estado, por gênero e por circunstâncias das ocorrências, como resultado de compilações do Grupo de Eletricidade Atmosféricas (ELAT), vinculado ao Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais (INPE).

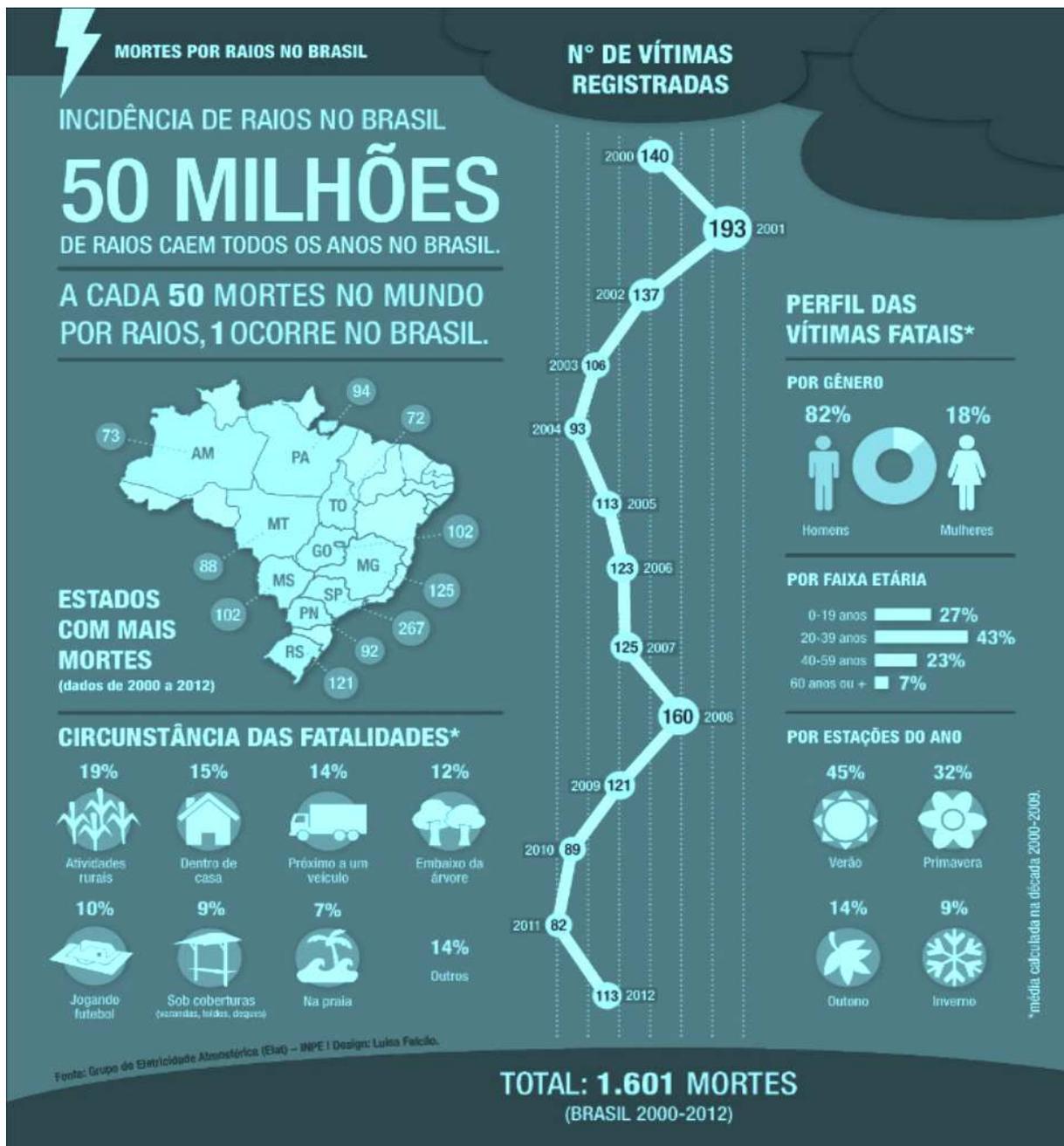


Figura 1.4: Incidência de raios no Brasil [4].

Nota-se que para cada 5 pessoas vitimadas por raios, 4 são do sexo masculino. Observa-se, também como destaque, a prevalência de acidentes mesmo dentro de casa.

Em âmbito mundial, alguns eventos se destacam na abordagem de descargas atmosféricas, como a Conferência Internacional sobre Proteção contra Descargas Atmosféricas (*International Conference on Lightning Protection - ICLP*) disponível em <http://www.iclp2014.net/www/>, e o Simpósio Internacional sobre Proteção contra Descargas Atmosféricas (*International Symposium on Lightning Protection (SIPDA)*), em <http://conference.researchbib.com>.

Nenhum dado estatístico fez menção a pessoas com Próteses metálicas dentre as pessoas envolvidas com acidentes por descargas atmosféricas.

1.2 Poluição eletromagnética

Em referência ao meio ambiente como um conjunto de condições, leis, influências e interações de ordem física, química e biológica, que permite, abriga e rege a vida em todas as suas formas, situa-se a poluição como uma degradação da qualidade ambiental, resultante de atividades que direta ou indiretamente: prejudiquem a saúde, a segurança e o bem-estar da população; criem condições adversas às atividades sociais e econômicas; afetem desfavoravelmente a biota; afetem as condições estéticas ou sanitárias do meio ambiente; lancem matérias ou energia em desacordo com os padrões ambientais estabelecidos [10]. Nesse contexto, equipamentos e instalações elétricas podem causar poluição eletromagnética, por contribuir com inserção de energias no ambiente em desacordo com os padrões de segurança, envolvendo qualidade e intensidades (Seção 1.5).

De acordo com os princípios científicos, os corpos humanos primeiro comunicam bioeletricamente e depois bioquimicamente. Dr. Becker em seu livro *The body electric: Eletromagnetism and the foundation of life* [11] observou que a exposição a qualquer campo eletromagnético anormal produz uma resposta de *stress*. Estas respostas ao estresse, artificialmente induzidas, podem ser comparadas a um assalto em nosso sistema imunológico, semelhante a uma exposição a substâncias químicas [11].

Os seres humanos são complexos sistemas bioelétricos, com cérebro e coração internamente regulados por pequenos sinais elétricos. A constante exposição às radiações de campos eletromagnéticos desencadeia uma interação com o processo biológico do corpo humano, com possíveis alterações no circuito bioelétrico [12].

1.2.1 Eletrossensibilidade

Algumas pessoas tornam-se mais vulneráveis a interferências eletromagnéticas em função de algumas peculiaridades técnicas, pessoais e ambientais que as tornam mais sensíveis, podendo ser incluídas como eletrossensíveis. Dentre os fatores, citam-se: exposição a campos eletromagnéticos intensos, presença de metal no corpo, como restaurações metálicas dentárias, implantes, aparelhos ortopédicos, próteses metálicas e marca-passos [13]. As pessoas sensíveis a campos eletromagnéticos são afetadas com a exposição de campos, geralmente, bem abaixo dos limites estabelecidos por normas internacionais.

A poluição eletromagnética pode desencadear a síndrome de eletrossensibilidades (*electrosensitivity*) ou hipersensibilidade eletromagnética (*electrohypersensitivity*). A síndrome de hipersensibilidade eletromagnética é normalmente definida como uma condição em que um indivíduo experimenta efeitos adversos na saúde em função da exposição a equipamentos que emitem campos eletromagnéticos [14]. Os sintomas relatados variam de pessoa-a-pessoa e podem abranger dores de cabeça, perda de memória, sintomas cardiovasculares, problemas digestivos, dores e sensações de aquecimento em várias partes do corpo, sintomas relacionados com a pele, tais como erupções cutâneas e queimação ou formigamento. Estes sintomas podem estar associados a um único objeto ou a uma combinação de dois ou mais objetos, como computadores, telefones celulares, eletrodo-

mésticos, fiação elétrica em casa, iluminação fluorescente, fornos de micro-ondas, linhas de energia, postes de telecomunicações e televisão [13].

Para detalhes sobre as interações de campos eletromagnéticos e efeitos à saúde, duas importantes referências com especialistas na área biomédica e em análises de distúrbios provocados por ondas eletromagnéticas abordaram a eletrossensibilidade, a poluição eletromagnética e os sintomas de pacientes em situações diversas de ocorrências: o documento *Public Health SOS: The shadow side of the wireless revolution, 2009* [13] e um seminário internacional sobre hipersensibilidade, conduzida pela Organização Mundial da Saúde, em Praga 2004 (*Electromagnetic Hypersensitivity-International Workshop on EMF Hypersensitivity*) [15].

Como ilustração do níveis de sinais eletromagnéticos do ser vivo, a Fig.1.5 mostra faixas de campos endógenos do corpo humano, ruído urbano e do campo natural da Terra [16].

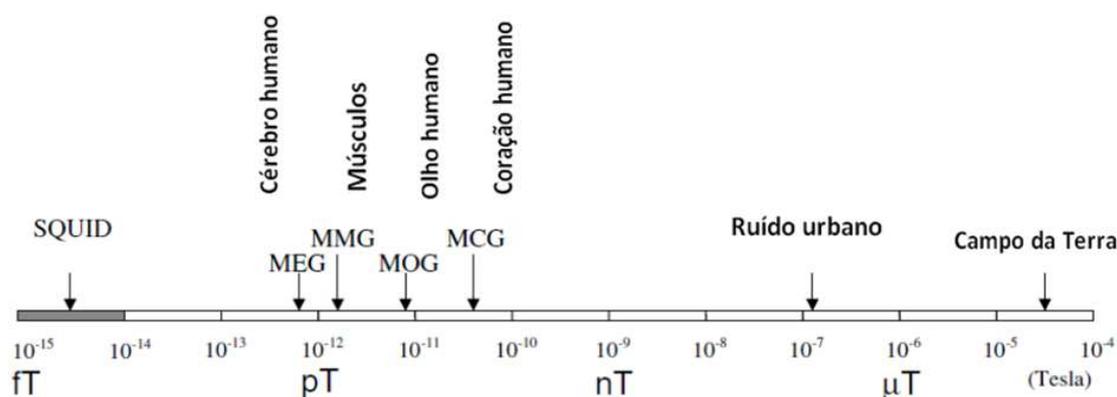


Figura 1.5: Faixas de campos biomagnéticos [16] (adaptado).

Onde:

- SQUID (*Superconducting Quantum Interference Device*) é um medidor de campos magnéticos extremamente sensível;
- MEG (magnetoencefalograma) registro de sinais do encéfalo;
- MMG (magnetomiograma) registro de sinais pela atividade do músculo;
- MCG (magnetocardiograma) registro de sinais biomagnéticos do coração;
- MOG (magnetooculograma) registro de sinais do globo ocular.

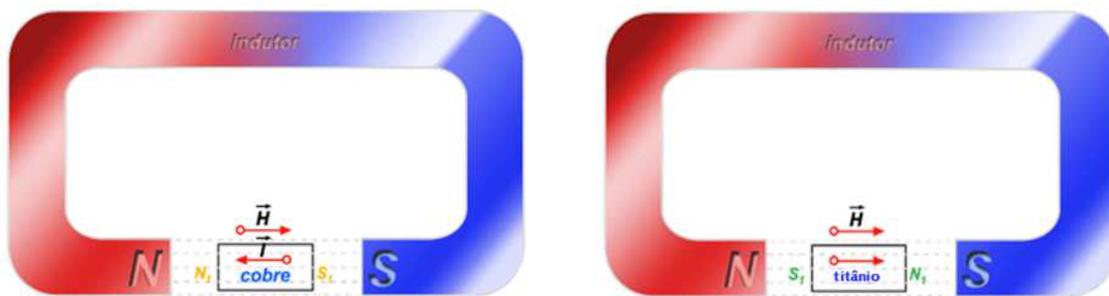
Os seres vivos se adaptam facilmente aos campos elétricos e magnéticos estáticos terrestres. No entanto, campos externos que mudam constantemente e de forma inesperada, como durante as tempestades, forçam as células a dispenderem mais energia na tentativa de harmonização. Pode ocorrer, como consequência, alterações nas funções celulares com efeitos adversos à saúde [17].

1.3 Materiais e magnetização

Uma breve classificação de materiais quanto à magnetização situa o implante metálico sob estudo. O vetor de magnetização \mathbf{M} de um material é definido como o vetor soma dos momentos de dipolo magnético dos átomos contidos em um determinado volume do material. De acordo com a direção apontada pelo vetor de magnetização resultante (concordante ou oposto à direção do campo magnetizante) os materiais podem ser classificados em dois grupos: A e B. No grupo A, estão os materiais diamagnéticos; fazem parte do grupo B, os materiais paramagnéticos, ferromagnéticos, antiferromagnéticos e ferrimagnéticos. Detalhes podem ser vistos em [18].

O efeito de um campo magnético sobre o movimento eletrônico em um átomo é equivalente a uma corrente adicional induzida no átomo. Essa corrente é orientada em uma direção tal que o momento de dipolo magnético associado a ela esteja na mesma direção e em sentido oposto àquele do campo magnético, a substância, assim, adquiriu uma magnetização \mathbf{M} oposta ao campo magnético, cujo resultado contrasta com o encontrado no caso do campo elétrico. Esse comportamento, denominado diamagnetismo, ilustrado na Fig.1.6(a), é comum a todas as substâncias, embora em muitos materiais esse efeito não seja destacado em função de outras características magnéticas [19].

A presença de um campo magnético externo em material paramagnético produz um conjugado que tende a alinhar todos os dipolos magnéticos na sua direção produzindo uma magnetização denominada paramagnetismo. O magnetismo adquirido por uma substância paramagnética está, portanto, na direção e sentido do campo magnético, como na Fig.1.6(b). Esse é um efeito muito mais forte do que o diamagnetismo e, no caso de substâncias paramagnéticas, como o titânio (amplamente usado para fabricação de Próteses), os efeitos diamagnéticos são, em geral, completamente mascarados pelos efeitos paramagnéticos. Os materiais ferromagnéticos, como o ferro, apresentam fortes propriedades magnéticas e tendem a se alinhar prontamente ao longo da direção de um campo magnético externo, e permanecem parcialmente magnetizados mesmo depois da remoção do campo externo [19, 20].



(a) Material diamagnético sob indução: campos induzido \mathbf{I} e indutor \mathbf{H} sentidos contrários.

(b) Material paramagnético sob indução: campos indutor e induzido no mesmo sentido.

Figura 1.6: Efeitos da indução em materiais Diamagnético e Paramagnético.
(http://efisica.if.usp.br/eletricidade/basico/campo_magnetico/fenomeno_ind_mag (adaptado).)

A Fig.1.6(b) ilustra um material paramagnético (titânio), cujo comportamento é semelhante ao dos materiais ferromagnéticos quanto ao sentido de campos induzidos.

A informação quanto ao comportamento de materiais sob indução eletromagnética traz sua relevância quando nas análises de metais em organismos vivos e os sentidos dos campos induzidos, em confronto com os sentidos dos campos endógenos e as influências no circuito bioelétrico.

1.4 Indução eletromagnética

Os campos magnéticos variáveis no tempo produzidos pelos equipamentos alimentados por corrente alternada induzem correntes elétricas nos materiais condutores incluindo-se o corpo humano. De uma maneira simplificada, para se calcular a indução em um volume condutor como o corpo humano, o volume é tratado como se fosse constituído de anéis concêntricos normais à direção dos campos. Como ilustrado na Fig. 1.7, o campo magnético induz campo elétrico em caminhos aproximadamente circulares [21].

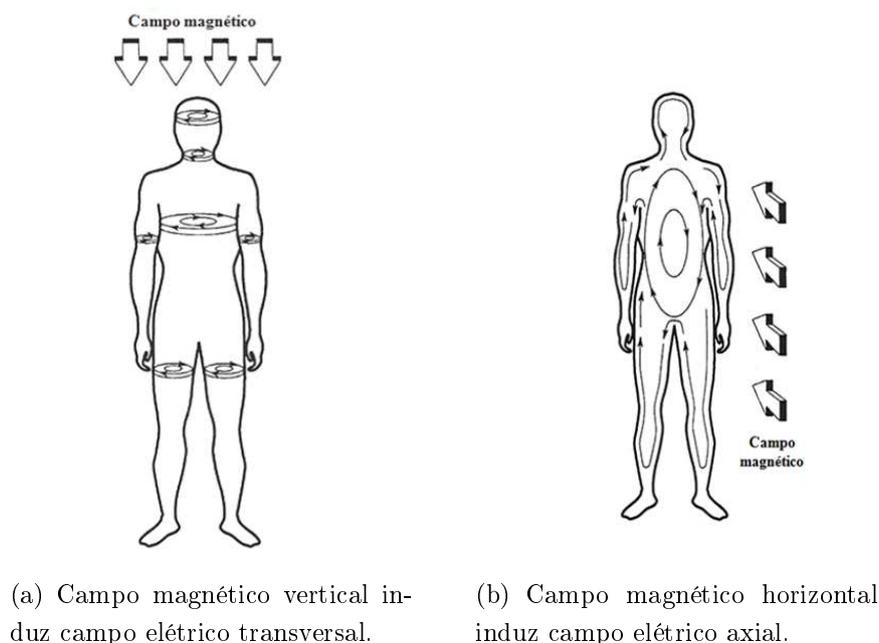


Figura 1.7: Distribuição de campos elétricos induzidos internamente no corpo, em função da exposição a campos magnéticos variantes no tempo (sem escala) [21].

O campo elétrico induzido, por sua vez, produz correntes circulantes (*Eddy currents*), as quais, em um meio com condutividade homogênea, teriam o mesmo caminho do campo elétrico [21].

A relação entre campos elétricos e campos magnéticos variantes no tempo obedece à lei de Faraday, lei da indução eletromagnética, conforme a Eq. 1.1.

Lei de Faraday

$$\oint_c \mathbf{E} \cdot d\mathbf{L} = -\frac{d}{dt} \int_s \mathbf{B} \cdot d\mathbf{s} \quad (1.1)$$

onde \mathbf{E} é o campo elétrico; \mathbf{L} é o caminho fechado onde se processa a integração; \mathbf{B} , a indução magnética ($\mathbf{B} = \mu\mathbf{H}$; \mathbf{H} , intensidade de campo magnético; μ , a constante da proporcionalidade, e a permeabilidade magnética); e \mathbf{s} é o elemento de área normal à direção de \mathbf{B} . Detalhes podem ser visto em [18, 22, 23].

Os campos elétricos com frequências estendendo-se desde 0Hz até bem acima de 300kHz são fortemente alterados com inserção de qualquer corpo condutor, incluindo os seres humanos ou outros organismos vivos. Esta perturbação ocorre porque o campo de aplicação, \mathbf{E} , induz uma densidade de carga elétrica sobre a superfície do corpo, que gera um segundo campo elétrico, \mathbf{E}' . O campo resultante dentro de um corpo condutor é reduzido; na parte externa, o campo resultante é intensificado, em vez de reduzido, principalmente nas partes curvas do corpo. O campo na parte superior da cabeça de uma pessoa com os pés no chão, por exemplo, debaixo de uma linha de transmissão, pode ser aumentada por um fator de 15 a 20 [24, 25].

Como um exemplo adicional de indução, a Fig. 1.8 mostra campos elétricos e correntes induzidas por um campo elétrico vertical de 10kV/m, na frequência de 60Hz, em algumas espécies vivas, com formas e tamanhos diferentes: ser humano, animal de médio porte e animal pequeno. (Dados baseados no trabalho de KAUNE e PHILLIPS, publicado inicialmente em 1980 [24, 26]).

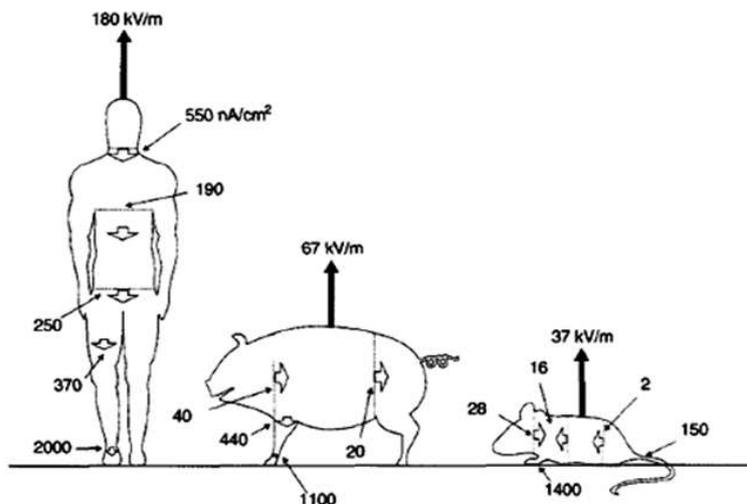


Figura 1.8: Efeitos da indução eletromagnética em seres vivos: densidades de correntes induzidas por campo elétrico para um homem, um porco e um rato (sem escala) [24].

As densidades de correntes mostradas na Fig. 1.8 estão relacionadas a cada seção transversal da região indicada. Há visível concentração nas seções mais reduzidas, como no pescoço e tornozelo do homem e nas patas dos animais [25, 26].

1.5 Limites de exposição a ondas eletromagnéticas

Em função da delicada natureza eletromagnética nos seres vivos, a legislação já delimita níveis de exposição aos campos para se prevenir de perturbações no sistema endógeno, em âmbito mundial. No Brasil, a Lei 11.934, de 5 de maio de 2009, estabelece limites à exposição humana a campos elétricos e magnéticos, conforme ditam os Art. 1 e 4:

Art.1. *Esta Lei estabelece limites à exposição humana a campos elétricos, magnéticos e eletromagnéticos, associados ao funcionamento de estações transmissoras de radiocomunicação, de terminais de usuário e de sistemas de energia elétrica nas faixas de frequências até 300 GHz (trezentos gigahertz), visando a garantir a proteção da saúde e do meio ambiente.*

Art.4. *Para garantir a proteção da saúde e do meio ambiente em todo o território brasileiro, serão adotados os limites recomendados pela Organização Mundial de Saúde - OMS para a exposição ocupacional e da população em geral a campos elétricos, magnéticos e eletromagnéticos gerados por estações transmissoras de radiocomunicação, por terminais de usuário e por sistemas de energia elétrica que operam na faixa até 300 GHz.*

Parágrafo único. *Enquanto não forem estabelecidas novas recomendações pela Organização Mundial de Saúde, serão adotados os limites da Comissão Internacional de Proteção Contra Radiação Não Ionizante (ICNIRP-International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection), recomendados pela Organização Mundial de Saúde [27].*

Com base no ICNIRP, a Tabela 1.1 mostra limites de correntes e alguns efeitos, de forma generalizada, sem levarem-se em conta as peculiaridades dos seres envolvidos, com suas suscetibilidades e das condições ambientais [28].

Tabela 1.1: Limites de correntes para efeitos indiretos, incluindo criança, mulher, homem [28].

Efeitos indiretos	Correntes (mA) nas frequências		
	60 Hz	1kHz	100kHz
Percepção ao toque	0.2-0.4	0.4-0.8	25-40
Dor no contato do dedo	0.9-1.8	1.6-3.3	33-55
Choque doloroso/Limite do largar	8-16	12-24	112-224
Choque severo/Dificuldade respiratória	12-23	21-41	160-320

A Tabela 1.2 mostra intensidades de campos elétricos e magnéticos e de indução magnética até o limite de 300 GHz, para exposição na categoria público em geral [28].

Tabela 1.2: Exposição do público em geral a campos elétricos e magnéticos (valores rms) [28].

Faixa de frequência	Campo E (V/m)	Campo H (A/m)	Campo B (μ T)
Até 1 Hz	–	$3,2 \cdot 10^4$	$4 \cdot 10^4$
1-8 Hz	10.000	$3,2 \cdot 10^4 / f^2$	$4 \cdot 10^4 / f^2$
8-25 Hz	10.000	$4.000 / f$	$5.000 / f$
0,025-0,8 kHz	$250 / f$	$4 / f$	$5 / f$
0,8-3 kHz	$250 / f$	5	6,25
3-150 kHz	87	5	6,25
0,15-1 MHz	87	$0,73 / f$	$0,92 / f$
1-10 MHz	$87 / \sqrt{f}$	$0,73 / f$	$0,92 / f$
10-400 MHz	28	0,073	0,092
400-2.000 MHz	$1,375 \sqrt{f}$	$0,0037 \sqrt{f}$	$0,0046 \sqrt{f}$
2-300 GHz	61	0,16	0,20

f = frequência, como indicado na faixa da coluna.

A exposição a campos eletromagnéticos variáveis no tempo resulta em correntes internas do corpo e de absorção de energia nos tecidos que dependem dos mecanismos de acoplamento e da frequência envolvido. Uma forma usual de avaliação de exposição dos corpos vivos a campos eletromagnéticos é por meio do cálculo da taxa de absorção específica de energia, SAR (*Specific energy absorption rate*). A SAR é definida como a taxa na qual a energia é absorvida no tecido do corpo, em watt por quilograma (W/kg). É uma medida dosimétrica, amplamente adotada em frequências acima de cerca de 100 kHz [28]. O SAR é proporcional ao quadrado da intensidade do campo elétrico interno e dada pela Eq. 1.2.

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho} |\mathbf{E}|^2 \quad (1.2)$$

onde, $|\mathbf{E}|$ (V/m) é o módulo da intensidade máxima do campo elétrico no ponto do corpo sob análise; σ (S/m) é a condutividade do tecido; ρ (kg/m^3) é a densidade de massa específica do tecido.

As restrições básicas para densidades de corrente e SAR, para todo o corpo e SAR localizado, para frequências entre 1 Hz e 10 GHz, são apresentados na Tabela 1.3, baseado em [28].

Os valores de SAR dependem dos parâmetros do campo de incidência (frequência, intensidade, polarização e configuração e distância fonte-objeto), das características do corpo exposto (tamanho e geometrias interna e externa e propriedades dielétricas dos vários tecidos) e do efeito de solo e de outros objetos no campo próximo ao corpo exposto [28].

Tabela 1.3: Restrições básicas para densidades de correntes e SAR-corpo inteiro e localizado [28].

Características da exposição	Faixa de frequência (Hz)	Densidade de corrente Cabeça e Tronco (mA/m ² , rms)	SAR médio Corpo inteiro (W/kg)	SAR localizado Cabeça e Tronco (W/kg)	SAR localizado Membros (W/kg)
Exposição Ocupacional	Até 1 Hz	40	- - -	- - -	- - -
	1-4 Hz	40/f	- - -	- - -	- - -
	4Hz-1kHz	10	- - -	- - -	- - -
	1-100kHz	f/100	- - -	- - -	- - -
	100kHz-10MHz	f/100	0,4	10	20
	10MHz-10GHz	- - -	0,4	10	20
Exposição do público em geral	Acima de 1 Hz	8	- - -	- - -	- - -
	1-4 Hz	8/f	- - -	- - -	- - -
	4Hz-1kHz	2	- - -	- - -	- - -
	1-100kHz	f/500	- - -	- - -	- - -
	100kHz-10MHz	f/500	0,08	2	4
	10MHz-10GHz	- - -	0,08	2	4

Observação:

Considerando que o corpo é um meio não homogêneo, a densidade de corrente pode ser considerada pela média em uma seção transversal de 1cm² perpendicularmente à direção da corrente. Detalhes e aplicações podem ser encontradas em [28].

O efeito térmico, com o aquecimento de tecidos por meio de ondas eletromagnéticas, encontra diversas aplicações na área da saúde, como na prevenção e no tratamento de tumores com a utilização da hipertermia e da ablação [29, 30]. As ondas eletromagnéticas provocam, também, efeitos não-térmicos nos tecidos vivos, capazes de desencadarem agravos à saúde. São efeitos produzidos diretamente pelos campos aplicados em vez dos efeitos indiretos como resultado de aquecimento [31].

Estudos detalhados sobre absorção de energia eletromagnética por organismos vivos podem ser encontrados em *Radiofrequency Radiation Dosimetry Handbook* [32], com amplas informações sobre taxas de absorção (SAR) e técnicas de dosimetria eletromagnética. Absorção de energia eletromagnética de forma não-térmica pode ser vista também em [31, 33].

Ondas eletromagnéticas emitidas por equipamentos em ambientes de cuidados à saúde e em ambientes residenciais podem representar riscos aos organismos vivos. Publicações apontam evidências de interferências eletromagnéticas em seres vivos, advindas de equipamentos e ambientes tecnologicamente inseridos no cotidiano, com potenciais capacidades de perturbarem os sinais elétricos do sistemas endógenos [34, 35]. Em estabelecimentos assistenciais de saúde, tanto nos equipamentos terapêuticos de diagnósticos quanto de suporte à vida, pode haver geração de interferência eletromagnética ou riscos biológicos [36]. Interferências eletromagnéticas em marca-passo

são caracterizadas pela circulação de correntes no próprio marca-passo, tendo como origem a indução eletromagnética ou o contato direto do paciente com fonte de elétrica [37].

Como ilustração de equipamentos que geram campos capazes de interferirem no ambiente doméstico, a Fig. 1.9 mostra campos elétricos de uma cafeteira [34].

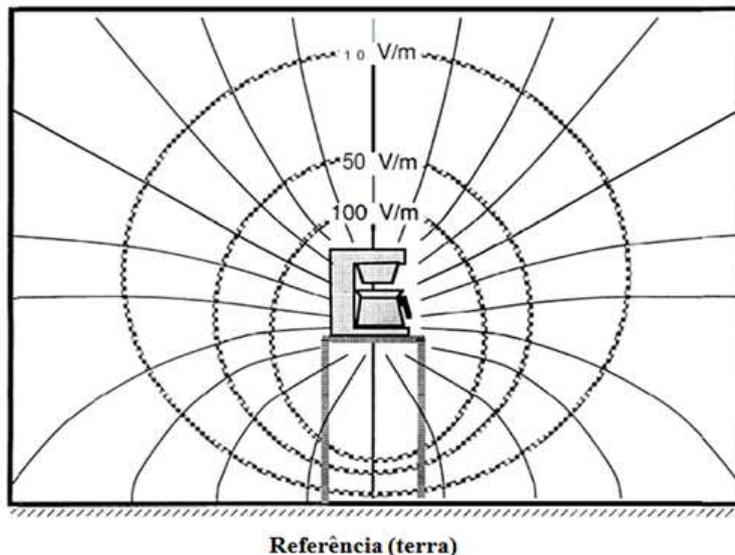


Figura 1.9: Campos elétricos de uma cafeteira (linhas cheias). As linhas pontilhadas indicam superfícies de mesma intensidade de campo [34].

1.6 Delineando a tese

Os seres vivos nem sempre demonstram reação quando submetidas a interferências eletromagnéticas. Diversos são os parâmetros dessas perturbações, como amplitude, frequência, tempo de duração. O seres afetados, por sua vez, trazem suas peculiaridades e idiosincrasias, o que diferencia cada pessoa. Diante desse cenário, esta Tese tem como objetivo delinear a influência de ondas eletromagnéticas originadas de descargas atmosféricas em pessoas portadoras de Prótese, utilizando o método de modelagem de linha de transmissão (*Transmission-Line Modelling-TLM Method*), como um método numérico, e a transformada da incerteza (*Unscented Transform-UT*), como uma ferramenta para análise probabilística.

Com aplicação dessas ferramentas, campos elétricos, campos magnéticos e correntes ao longo da Prótese foram calculados, partindo-se das perturbações dos campos eletromagnéticos externos e a influência no circuito bioelétrico, contemplando um volume condutor biológico.

A Tese foi desenvolvida em oito Capítulos, sendo este, a Introdução, responsável por situar o tema no contexto científico mundial. No Capítulo 2, uma visão geral sobre o método TLM é apresentada, detalhando-se sobre excitação, espalhamento e captação dos sinais na malha.

A dinâmica de interação de campos eletromagnéticas e seres vivos, conceituação de bioeletromagnetismo e o circuito bioelétrico, com seus potenciais elétricos endógenos, foram contemplados no Capítulo 3. O Capítulo 4, a respeito do ambiente computacional, traz a discretização do material biológico contendo uma Prótese metálica, constituindo elementos de simulações com a ferramenta TLM. Pontos para captação de sinais foram também definidos.

Os campos elétricos e magnéticos ao longo do espaço computacional foram contemplados no Capítulo 5, configurando-se a aplicação do código TLM. As formas de onda e amplitudes dos sinais foram analisados nos diversos meios da malha TLM. No Capítulo 6, os resultados das correntes de Prótese e suas influências no meio biológico foram analisados, com figuras, propiciando as deduções para fechamento da Tese.

A ferramenta *Unscented Transform* (UT), aplicada ao problema de influências de campos eletromagnéticos em Prótese, com interação de dados calculados com o método TLM, foi tratada no Capítulo 7. As conclusões e perspectivas foram contempladas no Capítulo 8, com detalhes para as contribuições da Tese e propostas de temas para futuras pesquisas.

Ressalta-se que durante o tempo de elaboração da Tese, com a ampla pesquisa bibliográfica, não foram encontradas publicações científicas a respeito de campos eletromagnéticos e correntes induzidas em Próteses, oriundas de descargas atmosféricas, capazes de modificar os sinais endógenos e criar perturbações no circuito bioelétrico, o que ratifica a originalidade do tema.

Capítulo 2

MODELO TLM PARA PROPAGAÇÃO DE ONDAS ELETROMAGNÉTICAS

O método de modelagem de linha de transmissão, *Transmission-Line Modelling (TLM) Method*, é uma técnica numérica para simulação de campos, usando circuitos equivalentes, onde busca representar as equações de ondas eletromagnéticas pelas equações para tensões e correntes na malha de linhas de transmissão a dois condutores [38, 39, 40].

Atualmente, o TLM é reconhecido como uma importante ferramenta para simulação de complexos problemas do eletromagnetismo em uma, duas e três dimensões, com aplicações em problemas lineares e não-lineares, homogêneos e não-homogêneos e de propagação de ondas no domínio do tempo ou da frequência [39, 41].

O TLM desenvolvido para sistemas bidimensionais (TLM-2D) baseia-se em circuitos em paralelo e em série, separadamente, como mostram as Figs. 2.1 e 2.2 [40, 42].

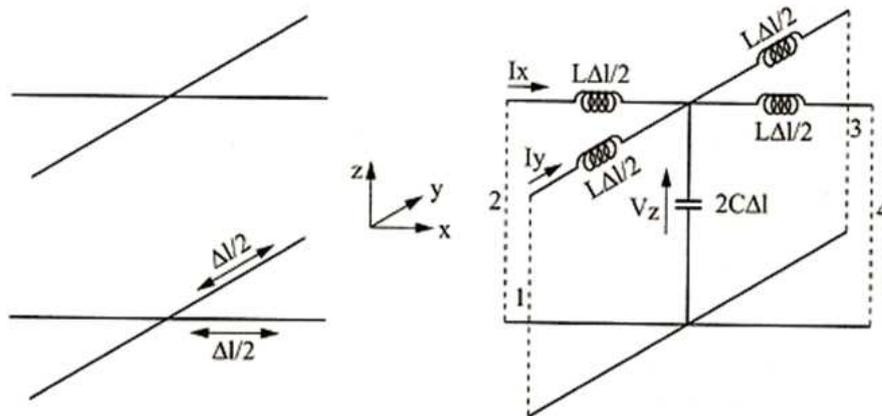


Figura 2.1: Trecho de um par de linha de transmissão constituindo um NÓ paralelo TLM [42].

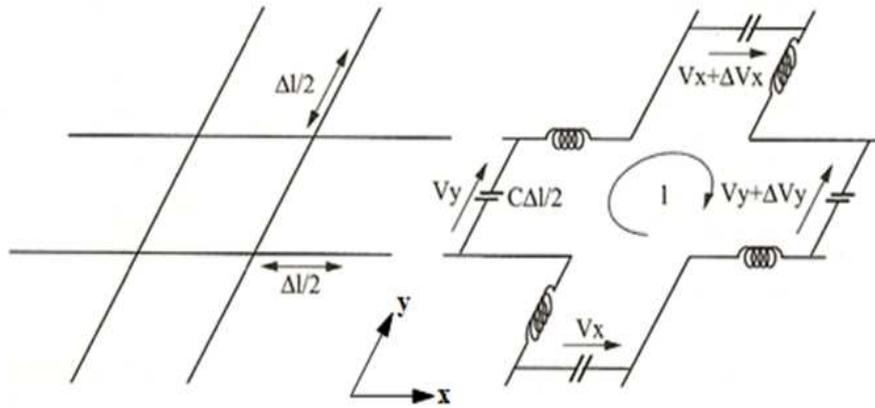


Figura 2.2: Trecho de um par de linha de transmissão constituindo um NÓ série TLM [42].

Aplicando-se a teoria de circuitos nos trechos das linhas de transmissão, obtêm-se as equações das malhas e dos NÓS e, utilizando a equação de propagação da onda eletromagnética, as equivalências entre tensões, correntes e os parâmetros do meio (capacitância, indutância, permissividade, permeabilidade) com os campos elétricos e campos magnéticos são estabelecidas. O processo de detalhamento e manipulação das equações de linha de transmissão e equações de Maxwell podem ser vistos em [39, 40, 42, 43].

O método TLM-2D envolve a divisão da região da solução em malhas retangulares representando as linhas de transmissão. A Fig. 2.3 mostra trecho de uma malha TLM-2D, com as distâncias internodais uniformes, configurando malhas quadradas, com identificação das portas (1-2-3-4). Cada simples linha representa um par de linha de transmissão e os pontos de conexão constitui um NÓ, com 4 pontos de comunicação, as portas. A distância entre o NÓS (distância internodal) representa um $\Delta\ell$.

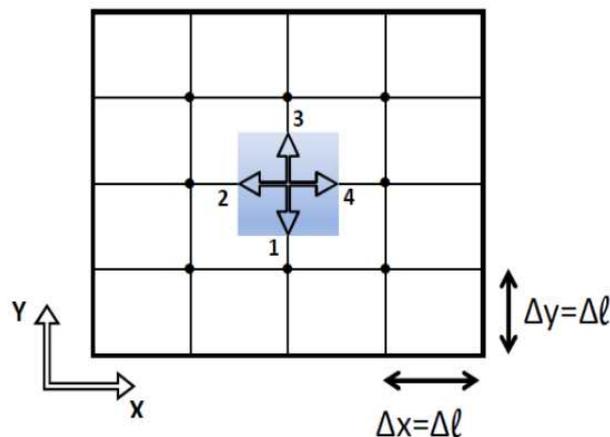


Figura 2.3: Malha TLM-2D com distâncias internodais uniformes.

O desenvolvimento do TLM e suas aplicações específicas ao longo dos anos mostra a importância e a versatilidade que tem o método e como ele pode ser aprimorado, assegurando maior credibilidade

no meio científico. Historicamente, o método é baseado no princípio Huygens-Fresnel, que afirma: cada ponto de uma frente de onda pode ser considerada uma fonte secundária, isotrópica e esférica, com distribuição de energia em todas as direções, conforme ilustra a Fig. 2.4 [42, 44, 45].

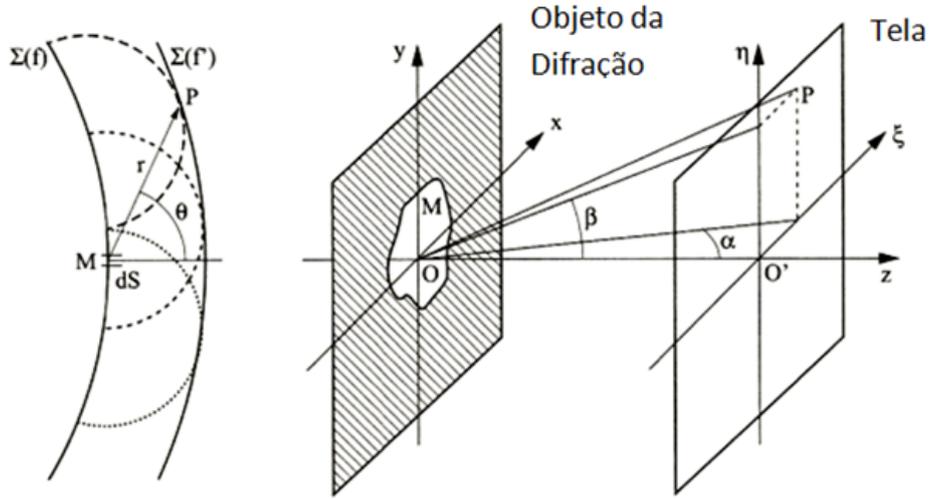


Figura 2.4: Ilustração do princípio de Huygens-Fresnel [42].

Para se implementar o princípio de Huygens, o espaço bidimensional é modelado de forma discretizada com linhas de transmissão interconectadas entre si, formando uma malha cartesiana de pontos (NÓS TLM) separados pela distância $\Delta\ell$, vista na Fig. 2.3. Os impulsos de energia se propagam por essas linhas de transmissão, com um tempo Δt gasto para deslocamento entre dois NÓS adjacentes, o que leva a uma velocidade de propagação nos ramos da malha dada pela Eq. 2.1 [43, 46].

$$u_{TL} = \frac{\Delta\ell}{\Delta t} \quad (2.1)$$

Considerando uma fonte pontual no centro da malha TLM-2D, mostrada na Fig. 2.5(a), no tempo inicial $t=t_0$ há quatro pulsos unitários incidentes nas portas, configurando momento da excitação. No tempo $t=t_0+1\Delta t$, a frente de onda é mostrada na Fig. 2.5(b). Na Fig. 2.6(c), os sinais da frente de onda são espalhados nos NÓS adjacentes (primeira iteração).

Na Fig. 2.6(c) observa-se que o formato dos pulsos não é preservado; os pulsos desmembram-se em diversos outros pulsos, o que irá ocorrer até preencher toda a malha. Esta aparente falta da preservação da forma do pulso não é apenas devido à natureza de propagação no TLM-2D, mas pela própria descontinuidade inerente do modelo TLM que provoca a dispersão. Há forma, no entanto, para se minimizar a dispersão, conforme explanado na Seção 4.2.

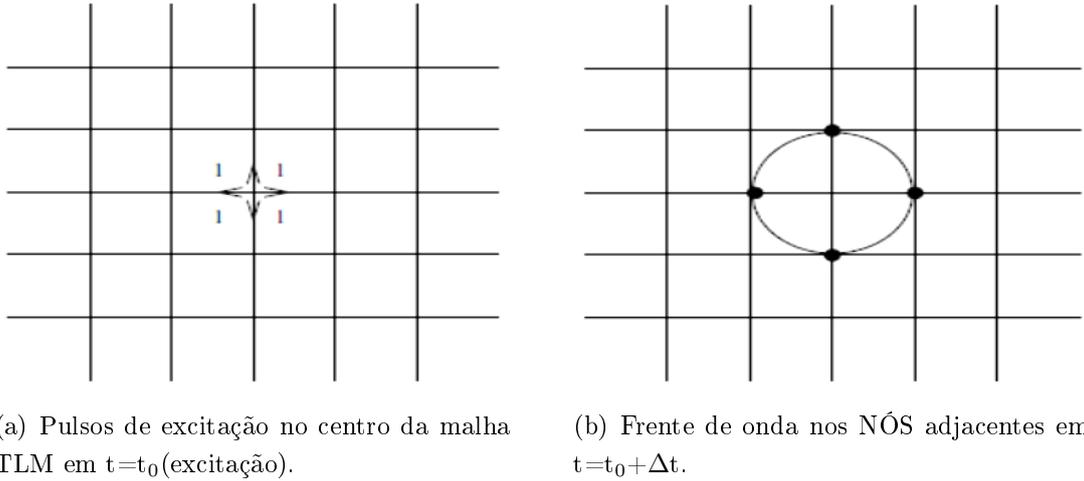


Figura 2.5: Princípio de Huygens e processo de espalhamento em $t=t_0$ (a) e $t=t_0+1\Delta t$ (b) [47].

No tempo $t=2\Delta t$, a Fig. 2.6(b) mostra os sinais sendo mais uma vez espalhados nos NÓS adjacentes, formando a segunda iteração. O processo continua em todo o espaço discretizado da malha. Detalhes podem ser vistos em [40, 44, 46, 47].

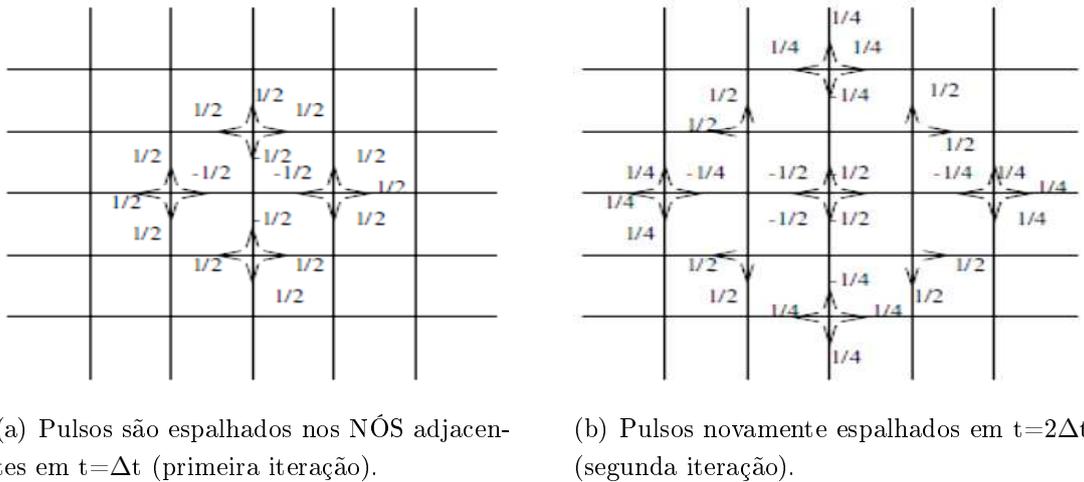


Figura 2.6: Princípio de Huygens e processo de espalhamento em $t=1\Delta t$ e $t=2\Delta t$ [47].

2.1 O NÓ Básico SCN

Um significativo aprimoramento do TLM foi a criação do NÓ Simétrico Condensado, *Symmetrical Condensed Node-SCN*, para três dimensões (SCN-3D) [39, 42, 48, 49], ilustrado na Fig. 2.7. O NÓ SCN preserva a ideia das linhas de transmissão a dois condutores, formando dutos de material isolante com seção quadrada. Em cada extremidade, as duas polarizações não se acoplam entre si; são portas de acoplamento com as portas dos NÓS adjacentes. Assim, as portas, V_{10} e V_{11}

acoplam-se com as portas V_6 e V_3 , respectivamente do NÓ adjacente, como será visto no processo de conexão (Seção 2.3). Cada posição de V , de 1 a 12, corresponde a uma porta de comunicação, e está polarizada de acordo com os eixos coordenados.

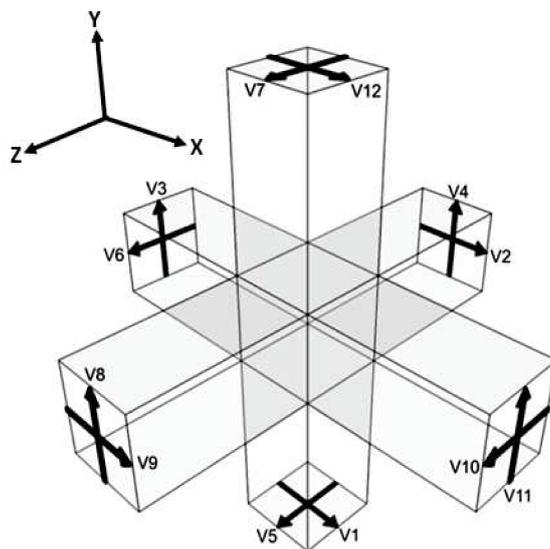


Figura 2.7: NÓ Simétrico Condensado tridimensional (SCN-3D).

O NÓ SCN sem perdas idealizado por Peter Johns em 1986 [49, 50], é mostrado na Fig. 2.8, com identificação das linhas de transmissão.

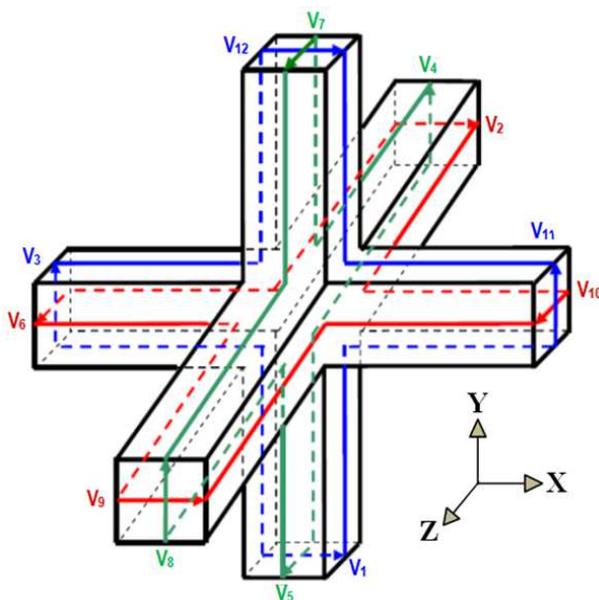


Figura 2.8: NÓ SCN-3D com orientação para cortes nos planos x-y, z-x e y-z [51] (adaptado).

O SCN-3D pode ser visto como uma junção de três estruturas (*clusters*) mostradas na Fig. 2.9, representadas nos três planos coordenados, (x-y, z-x e y-z). Cada linha possui uma corrente

e quatro tensões, como na versão série do NÓ bidimensional. As tensões estão relacionadas às componentes de campo elétrico e as correntes aos campos magnéticos [40, 41].

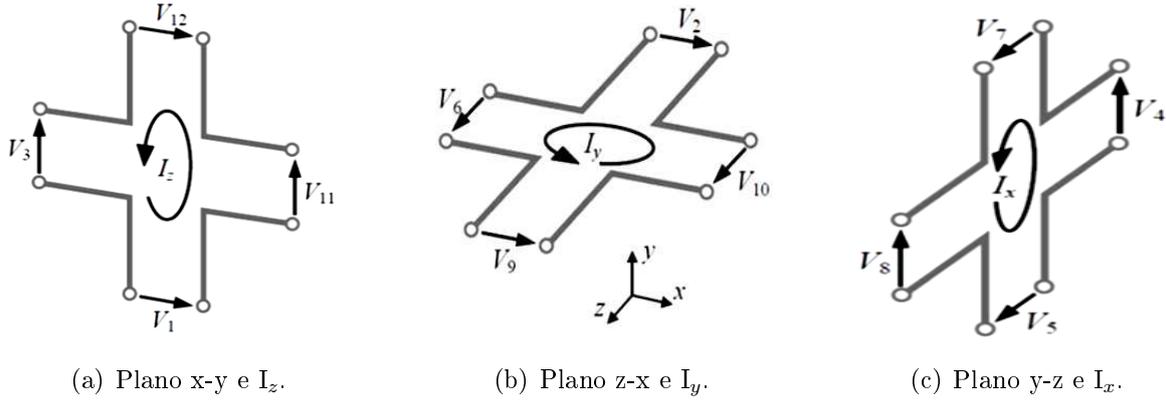
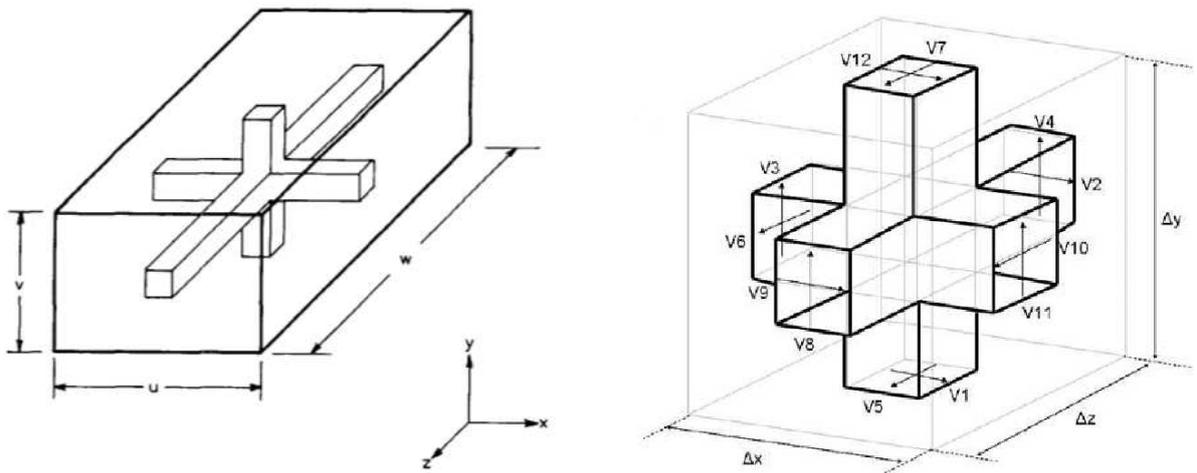


Figura 2.9: Representação do NÓ SCN-3D em três estruturas bidimensionais, com as tensões V_1 a V_{12} , e correspondentes portas [41].

A Fig. 2.10(a) mostra o NÓ básico SCN inserido em um bloco simbólico para formatar os NÓS-3D nas dimensões do bloco, com as dimensões $u = \Delta x$, $v = \Delta y$, $w = \Delta z$. No caso de um cubo, faz-se $\Delta x = \Delta y = \Delta z = \Delta \ell$. Essas dimensões representativas do bloco foram usadas para formatar os parâmetros do NÓ TLM, calculando-lhes as capacitâncias e as indutâncias atribuídas ao NÓ.

A Fig. 2.10(b), mostra um NÓ já com as identificações atualmente aplicadas para discretização dos *Link-Lines* das malhas. Cada *Link-Line*, com a dimensão de um $\Delta \ell$, equivale à distância entre o centro de determinado NÓ e o NÓ adjacente.



(a) SCN como um bloco. Dimensões u-v-w [49].

(b) SCN em cubo: $\Delta x = \Delta y = \Delta z = \Delta \ell$ [52].

Figura 2.10: Estrutura tridimensional inserida em um bloco para discretização e formação da célula TLM-3D.

Várias melhorias, tais como malha variável, *diakoptics* [53] e estruturas *multi-grades* foram introduzidas. O SCN foi desenvolvido, também, para aplicações em simulações de circuitos, aplicação em química, térmica, mecânica e em problemas de propagação do som. Detalhes podem ser encontrados em [42, 46, 49, 54, 55, 56, 57]. Diversos pesquisadores aperfeiçoaram o método TLM com a criação de novas matrizes de espalhamento como em HERRING [58], TRENKIC [59], MENEZES [60] e em NAYLOR [61].

Aplicações em compatibilidade eletromagnética, com testes em equipamentos e sistemas de proteção contra descargas atmosféricas e aterramentos revelaram resultados bastante apurados com o método TLM, como pode ser visto no trabalho de SILVEIRA [41] e em tratamento de tumores malignos com uso da corrente elétrica [43, 62, 63].

As equações de Maxwell estão devidamente representadas no método TLM [40, 49]. A ideia é fazer com que o espaço contínuo seja povoado por NÓS anexados, considerando todo o ambiente de computação em estudo. Para iniciar a simulação, todas as tensões incidentes são espalhadas nos NÓS. Depois de cada intervalo de tempo, a tensão em todas as linhas de ligação são aplicadas aos NÓS vizinhos. Este procedimento continua até que a convergência da solução seja alcançada. Os detalhes do método podem ser encontrados em [40, 46, 49].

O TLM continua sendo uma das ferramentas computacionais mais utilizadas para simulações de fenômenos eletromagnéticos e situações envolvendo tecidos biológicos com estudos de interferência de ondas nos organismos humanos e aquecimento corpóreo com fins terapêuticos. Aplicações do TLM envolvendo pessoas portadoras de Prótese podem ser vistas em [64, 65].

2.2 As Equações de Maxwell

Em geral, os campos elétricos e magnéticos são quantidades vetoriais que têm ambos magnitude e direção. As relações e variações desses campos, das cargas e das correntes associadas com as ondas eletromagnéticas são governadas por leis físicas, as conhecidas Equações de Maxwell, nas formas diferencial e integral, para valores instantâneos ou para situações harmônicas no tempo, explicitadas a seguir [18, 66].

(A) Forma diferencial das equações de Maxwell para valores instantâneos.

Lei de Gauss para a Eletrostática

$$\nabla \cdot \mathfrak{D} = \rho \quad (2.2)$$

Lei de Faraday

$$\nabla \times \mathfrak{E} = -\frac{\partial \mathfrak{B}}{\partial t} \quad (2.3)$$

Lei de Gauss para o Magnetismo

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

Lei de Ampère

$$\nabla \times \mathfrak{H} = \mathfrak{J} + \frac{\partial \mathfrak{D}}{\partial t} \quad (2.5)$$

(B) Forma diferencial das equações de Maxwell para valores harmônicos no tempo [18, 23, 66].

Lei de Gauss para a Eletrostática

$$\nabla \cdot \mathbf{D} = \rho \quad (2.6)$$

Lei de Faraday

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \quad (2.7)$$

Lei de Gauss para o Magnetismo

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (2.8)$$

Lei de Ampère

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} \quad (2.9)$$

2.3 Equações de Maxwell e acoplamentos entre os campos no SCN

Muitos problemas de Engenharia Elétrica estão associados com a maneira em que os campos elétricos e magnéticos se propagam e se distribuem nos vários meios. As equações de Maxwell fornecem uma descrição concisa para a interação de campos com eles mesmos e com as diversas fronteiras de um problema, o que leva a considerar o procedimento numérico para a solução dessas ser importante. Partindo de modelos bidimensionais de NÓS em linhas de transmissão, as equações de Maxwell são apropriadamente aplicadas para representar o método TLM tridimensional como em [67], onde as equivalências entre tensão com campo elétrico e corrente com campo magnético são considerados.

A estrutura básica do NÓ SCN-3D, mostrado nas Figs. 2.7 e 2.8 possui seis extremidades. Cada uma contendo duas tensões, com linhas preservando a ideia de linhas de transmissão a dois condutores, conectados a dutos isolados, de seção quadrada, onde se localizam as portas de comunicação entre as tensões incidentes V_1^i a V_{12}^i e tensões refletidas V_1^r a V_{12}^r . Cada V indicado nas extremidades corresponde à tensão em uma porta de mesma identificação numérica, isto é, as portas são denominadas de P_1 a P_{12} . No TLM, as tensões refletidas estão relacionadas com as tensões incidentes por meio da formulação $V^r = S \cdot V^i$, onde S é a matriz espalhamento, mostrada adiante.

Antes de aplicar um exemplo de acoplamento dos campos em TLM, duas das equações de Maxwell são resgatadas e servirão de ferramentas para demonstrar esse acoplamento.

Lei de Faraday

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \quad (2.10)$$

Lei de Ampère

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} \quad (2.11)$$

Expandindo essas equações, por relacionar campos elétricos e magnéticos com variação no tempo, obtêm-se:

Lei de Faraday

$$\begin{aligned}\frac{\partial E_z}{\partial y} - \frac{\partial E_y}{\partial z} &= -\frac{\partial B_x}{\partial t} \\ \frac{\partial E_x}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial x} &= -\frac{\partial B_y}{\partial t} \\ \frac{\partial E_y}{\partial x} - \frac{\partial E_x}{\partial y} &= -\frac{\partial B_z}{\partial t}\end{aligned}\tag{2.12}$$

Lei de Ampère

$$\begin{aligned}\frac{\partial H_z}{\partial y} - \frac{\partial H_y}{\partial z} &= J_x + \frac{\partial D_x}{\partial t} \\ \frac{\partial H_x}{\partial z} - \frac{\partial H_z}{\partial x} &= J_y + \frac{\partial D_y}{\partial t} \\ \frac{\partial H_y}{\partial x} - \frac{\partial H_x}{\partial y} &= J_z + \frac{\partial D_z}{\partial t}\end{aligned}\tag{2.13}$$

Buscando as relações constitutivas dos materiais, obtêm-se as equações auxiliares às equações de Maxwell para a densidade de fluxo elétrico (\mathbf{D}), para a densidade de fluxo magnético (\mathbf{B}) e para a densidade de corrente (\mathbf{J}), respectivamente:

$$\mathbf{D} = \epsilon \mathbf{E}; \quad \mathbf{B} = \mu \mathbf{H}; \quad \mathbf{J} = \sigma \mathbf{E}\tag{2.14}$$

onde ϵ é a permissividade elétrica do material; μ , a permeabilidade magnética do material e σ a condutividade do material.

Com os modelos de TLM bidimensionais (série e paralelo), podem ser estabelecidas as analogias entre as equações diferenciais de campo elétrico (\mathbf{E}) e de campo magnético (\mathbf{H}) e as equações de linha de transmissão [38, 40, 46]

Como exemplo de aplicação das equações de Maxwell e acoplamento dos campos em TLM, considera-se um pulso unitário de tensão na porta 1, $V_1^i = 1$ volt, na estrutura do NÓ SCN básico da Fig. 2.8. Como o pulso está na direção \mathbf{x} , ele está associado com E_x e desde que ele contribui para a corrente I_z , como na Fig. 2.9(a), ele também está associado com H_z .

As equações de Maxwell que relacionam os campos, E_x e H_z , são, portanto

$$\frac{\partial H_z}{\partial y} - \frac{\partial H_y}{\partial z} = J_x + \frac{\partial D_x}{\partial t}\tag{2.15}$$

$$\frac{\partial E_y}{\partial x} - \frac{\partial E_x}{\partial y} = -\frac{\partial B_z}{\partial t}\tag{2.16}$$

Usando Eq. 2.14 e considerando dielétrico perfeito, $\mathbf{J} = 0$, as Eqs. 2.15 e 2.16 ficam [40],

$$\frac{\partial H_z}{\partial y} - \frac{\partial H_y}{\partial z} = \epsilon \frac{\partial E_x}{\partial t} \quad (2.17)$$

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

A Eq. 2.17 implica que V_1 (relacionado a E_x), pode ser acoplada (refletida) nas portas 1, 2, 9 e 12. Sendo que as tensões nas portas 2 e 9 estão associadas com E_x e H_y , Fig. 2.9(b) e a porta 12, associada com E_x e H_z , Fig. 2.9(a). Fazendo referência à Eq. 2.18, o pulso em V_1 pode acoplar-se com as portas 3 e 11, associados com E_y e H_z , 2.9(a). Intuitivamente, um pulso incidente, exemplo $V_1 = 1$ volt, foi utilizado para se analisar e quantificar as relações de valores para os pulsos refletidos [40, 49].

Utilizando a ilustração da Fig. 2.11 [41], valores de \mathbf{a} até \mathbf{d} foram atribuídos formando a matriz S , mostrada na Fig. 2.12, com tratamento detalhado nas referências [40, 41, 49, 63].

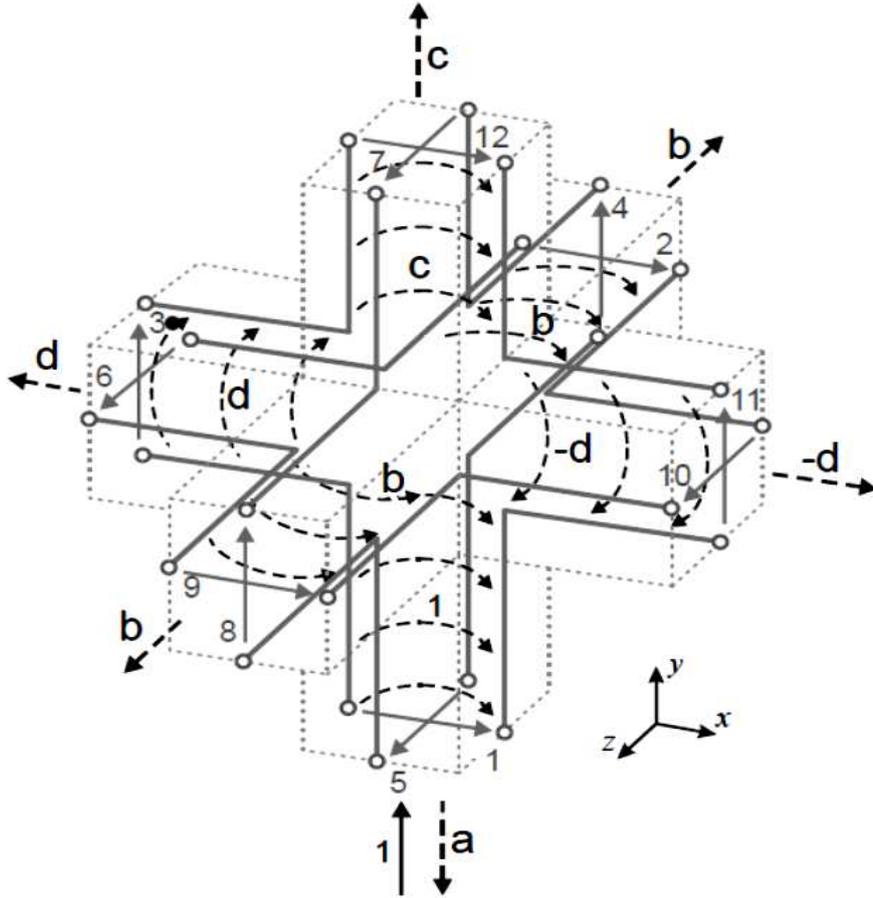


Figura 2.11: Espalhamento na parte interna do NÓ SCN, com valores relativos [41].

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	
V_1^r	a	b	d						b		-d	c	V_1^i
V_2^r	b	a				d			c	-d		b	V_2^i
V_3^r	d		a	b				b			c	-d	V_3^i
V_4^r			b	a	d		-d	c			b		V_4^i
V_5^r				d	a	b	c	-d		b			V_5^i
V_6^r		d			b	a	b		-d	c			V_6^i
V_7^r				-d	c	b	a	d		b			V_7^i
V_8^r			b	c	-d		d	a			b		V_8^i
V_9^r	b	c				-d			a	d		b	V_9^i
V_{10}^r		-d			b	c	b		d	a			V_{10}^i
V_{11}^r	-d		c	b				b			a	d	V_{11}^i
V_{12}^r	c	b	-d						b		d	a	V_{12}^i

Figura 2.12: Matriz espalhamento (S), com as incógnitas, relaciona as tensões incidentes V_{1-12}^i com as refletidas V_{1-12}^r . (A numeração da primeira linha é apenas para orientação).

Com as incógnitas de **a** até **d**, a matriz S, dimensão 12x12, em $V^r = S \cdot V^i$, é mostrada na Fig. 2.12, formulada a partir das relações de acoplamento entre os campos internamente ao NÓ SCN, fundamentada nas equações Eq. 2.17 e Eq. 2.18, conforme análise já realizada.

Considerando um sistema sem perda, onde a energia injetada no NÓ deve ser igual à energia refletida, utilizando a Eq.2.19,

$$S^T \cdot S = I \quad (2.19)$$

onde S^T representa a matriz transposta da matriz espalhamento S e I, a matriz identidade.

A Fig. 2.13 mostra o resultado da operação $(S^T \cdot S)$ processada no MatLab, em três subfiguras, para melhor visualização de todas as equações. As 4 equações significativas para determinação das 4 incógnitas **a**, **b**, **c**, **d** estão listadas abaixo, conforme em [40, 49].

$$\begin{aligned}
a^2 + 2b^2 + c^2 + 2d^2 &= 1 \\
2ab + 2bc &= 0 \\
2ad - 2cd &= 0 \\
2b^2 - 2d^2 + 2ac &= 0
\end{aligned} \quad (2.20)$$

Há várias possíveis soluções para o sistema de equações (Eq.2.20), inclusive aplicando-se algumas restrições conforme apontados em [40, 49]. Buscou-se a solução com uso da Eq. 2.19 e o software MatLab, com as condições iniciais definidas pela formulação da matriz identidade, com resultado mostrado a seguir.

A Fig. 2.13 traz a matriz espalhamento 12x12 com incógnitas para resolução do sistema de equações (Eq. 2.20).

stSa =

$$\begin{bmatrix}
 a^2 + 2*b^2 + c^2 + 2*d^2, & 2*a*b + 2*b*c, & 2*a*d - 2*c*d, & 0, \\
 2*a*b + 2*b*c, & a^2 + 2*b^2 + c^2 + 2*d^2, & 0, & 0, \\
 2*a*d - 2*c*d, & 0, & a^2 + 2*b^2 + c^2 + 2*d^2, & 2*a*b + 2*b*c, \\
 0, & 0, & 2*a*b + 2*b*c, & a^2 + 2*b^2 + c^2 + 2*d^2, \\
 0, & 0, & 0, & 2*a*d - 2*c*d, \\
 0, & 2*a*d - 2*c*d, & 0, & 0, \\
 0, & 0, & 0, & 2*c*d - 2*a*d, \\
 0, & 0, & 2*a*b + 2*b*c, & 2*b^2 - 2*d^2 + 2*a*c, \\
 2*a*b + 2*b*c, & 2*b^2 - 2*d^2 + 2*a*c, & 0, & 0, \\
 0, & 2*c*d - 2*a*d, & 0, & 0, \\
 2*c*d - 2*a*d, & 0, & 2*b^2 - 2*d^2 + 2*a*c, & 2*a*b + 2*b*c, \\
 2*b^2 - 2*d^2 + 2*a*c, & 2*a*b + 2*b*c, & 2*c*d - 2*a*d, & 0,
 \end{bmatrix}$$

(a) Primeira parte do resultado ($S^T \cdot S$).

$$\begin{bmatrix}
 0, & 0, & 0, & 0, \\
 0, & 2*a*d - 2*c*d, & 0, & 0, \\
 0, & 0, & 0, & 2*a*b + 2*b*c, \\
 2*a*d - 2*c*d, & 0, & 2*c*d - 2*a*d, & 2*b^2 - 2*d^2 + 2*a*c, \\
 a^2 + 2*b^2 + c^2 + 2*d^2, & 2*a*b + 2*b*c, & 2*b^2 - 2*d^2 + 2*a*c, & 2*c*d - 2*a*d, \\
 2*a*b + 2*b*c, & a^2 + 2*b^2 + c^2 + 2*d^2, & 2*a*b + 2*b*c, & 0, \\
 2*b^2 - 2*d^2 + 2*a*c, & 2*a*b + 2*b*c, & a^2 + 2*b^2 + c^2 + 2*d^2, & 2*a*d - 2*c*d, \\
 2*c*d - 2*a*d, & 0, & 2*a*d - 2*c*d, & a^2 + 2*b^2 + c^2 + 2*d^2, \\
 0, & 2*c*d - 2*a*d, & 0, & 0, \\
 2*a*b + 2*b*c, & 2*b^2 - 2*d^2 + 2*a*c, & 2*a*b + 2*b*c, & 0, \\
 0, & 0, & 0, & 2*a*b + 2*b*c, \\
 0, & 0, & 0, & 0,
 \end{bmatrix}$$

(b) Segunda parte do resultado ($S^T \cdot S$).

$$\begin{bmatrix}
 2*a*b + 2*b*c, & 0, & 2*c*d - 2*a*d, & 2*b^2 - 2*d^2 + 2*a*c] \\
 2*b^2 - 2*d^2 + 2*a*c, & 2*c*d - 2*a*d, & 0, & 2*a*b + 2*b*c] \\
 0, & 0, & 2*b^2 - 2*d^2 + 2*a*c, & 2*c*d - 2*a*d] \\
 0, & 0, & 2*a*b + 2*b*c, & 0] \\
 0, & 2*a*b + 2*b*c, & 0, & 0] \\
 2*c*d - 2*a*d, & 2*b^2 - 2*d^2 + 2*a*c, & 0, & 0] \\
 0, & 2*a*b + 2*b*c, & 0, & 0] \\
 0, & 0, & 2*a*b + 2*b*c, & 0] \\
 a^2 + 2*b^2 + c^2 + 2*d^2, & 2*a*d - 2*c*d, & 0, & 2*a*b + 2*b*c] \\
 2*a*d - 2*c*d, & a^2 + 2*b^2 + c^2 + 2*d^2, & 0, & 0] \\
 0, & 0, & a^2 + 2*b^2 + c^2 + 2*d^2, & 2*a*d - 2*c*d] \\
 2*a*b + 2*b*c, & 0, & 2*a*d - 2*c*d, & a^2 + 2*b^2 + c^2 + 2*d^2]
 \end{bmatrix}$$

(c) Terceira parte do resultado ($S^T \cdot S$).

Figura 2.13: Matriz espalhamento, S, com sua matriz transposta ($S^T \cdot S$).

Para resolver o sistema de equações (Eq. 2.20), tem-se:

$$\begin{aligned}
fun = @ (x) [& 1 * x(1).^2 + 2 * x(2).^2 + 1 * x(3).^2 + 2 * x(4).^2 - 1 \\
& 2 * x(1) * x(2) + 2 * x(2) * x(3) \\
& 2 * x(1) * x(4) - 2 * x(3) * x(4) \\
& 2 * x(2).^2 - 2 * x(4).^2 + 2 * x(1) * x(3)]
\end{aligned} \tag{2.21}$$

Como solução: a = 0.0000; b = 0.5000; c = 0.0000; d = 0.5000. A matriz espalhamento numérica é mostrada na Fig. 2.14, de acordo com [40, 49].

V_1^r		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	V_1^i
V_2^r		0	1	1	0	0	0	0	0	1	0	-1	0	V_2^i
V_3^r		1	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	-1	V_3^i
V_4^r		0	0	1	0	1	0	-1	0	0	0	1	0	V_4^i
V_5^r		0	0	0	1	0	1	0	-1	0	1	0	0	V_5^i
V_6^r	= 0.5 •	0	1	0	0	1	0	1	0	-1	0	0	0	• V_6^i
V_7^r		0	0	0	-1	0	1	0	1	0	1	0	0	V_7^i
V_8^r		0	0	1	0	-1	0	1	0	0	0	1	0	V_8^i
V_9^r		1	0	0	0	0	-1	0	0	0	1	0	1	V_9^i
V_{10}^r		0	-1	0	0	1	0	1	0	1	0	0	0	V_{10}^i
V_{11}^r		-1	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	1	V_{11}^i
V_{12}^r		0	1	-1	0	0	0	0	0	1	0	1	0	V_{12}^i

Figura 2.14: Matriz espalhamento S numérica, dimensão 12x12 relaciona V_{1-12}^r com V_{1-12}^i . (A numeração da primeira linha é apenas para orientação).

O método TLM com o NÓ SCN pode ser estendido a regiões que apresentam perdas e não homogeneidades. Nesse caso, *stubs* (tocos) serão acrescentados aos NÓS, resultando em uma matriz espalhamento de dimensão 18 x 18, conforme detalhado em [40, 43, 49, 63, 68].

Os tocos (*stubs*) são elementos de impedância adicionados aos NÓS para correção da malha TLM nas simulações de meios não homogêneos e com perdas, e dependem das propriedades dos materiais, como a condutividade (σ), a permissividade (ϵ) e a permeabilidade (μ), e das configurações dimensionais da malha ($\Delta\ell$) conforme as Eqs. 2.24-2.27 [40, 68].

No caso mais geral, a matriz S, Fig. 2.15, poderá ser aplicada para sistemas com perdas, onde as incógnitas assumem os valores mostrados na Eq. 2.22.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
V_1^r	a	b	d						b		-d	c	g					i
V_2^r	b	a				d			c	-d		b	g					-i
V_3^r	d		a	b				b			c	-d		g				-i
V_4^r			b	a	d		-d	c			b			g		i		
V_5^r			d	a	b	c	-d		b					g	-i			
V_6^r		d			b	a	b		-d	c				g		i		
V_7^r				-d	c	b	a	d		b				g	i			
V_8^r			b	c	-d		d	a		b			g		-i			
V_9^r	b	c				-d		a	d		h	g					i	
V_{10}^r		-d			b	c	b		d	a				g		-i		
V_{11}^r	-d		c	b				b			a	d		g				i
V_{12}^r	c	b	-d						b	d	a	g						-i
V_{13}^r	e	e							e		e	h						
V_{14}^r								e		e			h					
V_{15}^r							e		e					h				
V_{16}^r				f	-f		f	-f								j		
V_{17}^r		-f				f			f	-f							j	
V_{18}^r	f		-f								f	-f						j

Figura 2.15: Matriz espalhamento, S (18x18), com as incógnitas.

Definições das incógnitas para composição da matriz espalhamento Fig. (2.15) para meios com perdas, [40, 58, 63].

$$\begin{aligned}
a &= -\frac{(\hat{Y} + \hat{G})}{2(\hat{Y} + \hat{G} + 4)} + \frac{(\hat{Z} + \hat{R})}{2(\hat{Z} + \hat{R} + 4)} & b &= \frac{4}{2(\hat{Y} + \hat{G} + 4)} \\
c &= -\frac{(\hat{Y} + \hat{G})}{2(\hat{Y} + \hat{G} + 4)} - \frac{(\hat{Z} + \hat{R})}{2(\hat{Z} + \hat{R} + 4)} & d &= \frac{4}{2(\hat{Z} + \hat{R} + 4)} \\
e &= \frac{4}{2(\hat{Y} + \hat{G} + 4)} & f &= \hat{Z} \left(\frac{4}{2(\hat{Z} + \hat{R} + 4)} \right) \\
g &= \hat{Y} \left(\frac{4}{2(\hat{Y} + \hat{G} + 4)} \right) & h &= \frac{(\hat{Y} - \hat{G} - 4)}{2(\hat{Y} + \hat{G} + 4)} \\
i &= \frac{4}{2(\hat{Z} + \hat{R} + 4)} & j &= \frac{(4 - \hat{R} - \hat{Z})}{(4 + \hat{R} + \hat{Z})}
\end{aligned} \tag{2.22}$$

Os valores apropriados para \hat{Z} , \hat{Y} , \hat{G} e \hat{R} recebem os subscritos correspondentes aos tocos, que são função do acoplamento entre os campos, conforme detalhados em [40, 63]. As incógnitas com circunflexo ($\hat{\quad}$) indicam que estão normalizadas para os valores de impedância e admitância do espaço livre, fazendo-se referência a v_0 , Z_0 e Y_0 , mostrados na Eq. 2.23.

$$Z_0 = \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0}} \quad Y_0 = \frac{1}{Z_0} \quad v_0 = \sqrt{\frac{1}{\mu_0 \epsilon_0}} \quad (2.23)$$

onde: $\mu_0 = 4\pi 10^{-7}$ (H/m) e $\epsilon_0 = 8.85410^{-12}$ (F/m)

Para os tocos capacitivos, \hat{Y} , assume:

$$\hat{Y}_x = \frac{2\epsilon_r}{v_0 \Delta t} \frac{\Delta y \Delta z}{\Delta x} - 4 \quad \hat{Y}_y = \frac{2\epsilon_r}{v_0 \Delta t} \frac{\Delta x \Delta z}{\Delta y} - 4 \quad \hat{Y}_z = \frac{2\epsilon_r}{v_0 \Delta t} \frac{\Delta x \Delta y}{\Delta z} - 4 \quad (2.24)$$

Para os tocos indutivos, \hat{Z} , assume:

$$\hat{Z}_x = \frac{2\mu_r}{v_0 \Delta t} \frac{\Delta y \Delta z}{\Delta x} - 4 \quad \hat{Z}_y = \frac{2\mu_r}{v_0 \Delta t} \frac{\Delta x \Delta z}{\Delta y} - 4 \quad \hat{Z}_z = \frac{2\mu_r}{v_0 \Delta t} \frac{\Delta x \Delta y}{\Delta z} - 4 \quad (2.25)$$

As condutâncias \hat{G} , representando perdas elétricas, assumem.

$$\hat{G}_x = \sigma_{ex} \frac{\Delta y \Delta z}{\Delta x Y_0} \quad \hat{G}_y = \sigma_{ey} \frac{\Delta x \Delta z}{\Delta y Y_0} \quad \hat{G}_z = \sigma_{ez} \frac{\Delta x \Delta y}{\Delta z Y_0} \quad (2.26)$$

As resistências \hat{R} , representando perdas magnéticas, tomam os valores

$$\hat{R}_x = \sigma_{mx} \frac{\Delta y \Delta z}{\Delta x Z_0} \quad \hat{R}_y = \sigma_{my} \frac{\Delta x \Delta z}{\Delta y Z_0} \quad \hat{R}_z = \sigma_{mz} \frac{\Delta x \Delta y}{\Delta z Z_0} \quad (2.27)$$

Um sistema de equações é necessário para determinação dos coeficientes da matriz da Fig. 2.15. Processo bastante dispendioso, com múltiplas soluções [49] e que exige elevado processamento computacional. Vários estudos, portanto, aprimoraram o procedimento para obtenção de tensões refletidas em NÓ SCN, como no trabalho de NAYLOR [61], onde uma metodologia mais simples foi desenvolvida para obtenção do espalhamento sem a necessidade de utilizar a matriz da Fig. 2.15. As equações de espalhamento são obtidos em termos de três tensões nodais e três correntes de malha o que leva a um algoritmo eficiente [61, 69]. Procedimento adotado nesta Tese.

2.4 Excitação da malha TLM-SCN

A excitação da malha é realizada injetando-se sinal de tensão ou corrente nas portas correspondentes ao campo desejado. Por exemplo, para excitar a malha com campo elétrico E_x , usam-se as portas P₁, P₂, P₉ e P₁₂, correspondentes às tensões $V_1^i = V_2^i = V_9^i = V_{12}^i$, com a seguinte configuração: [40]

$$V_1^i = V_2^i = V_9^i = V_{12}^i = -\frac{E_f \Delta \ell}{2} \quad (2.28)$$

onde, $V_1^i = V^i(1, x, y, z)$, $V_2^i = V^i(2, x, y, z)$, $V_9^i = V^i(9, x, y, z)$, $V_{12}^i = V^i(12, x, y, z)$.

A excitação do campo E_x :

$$\begin{aligned}
{}_{k+1}V^i(1, x, y, z) &= {}_kV^i(1, x, y, z) - \frac{E_f \Delta \ell}{2} \\
{}_{k+1}V^i(2, x, y, z) &= {}_kV^i(2, x, y, z) - \frac{E_f \Delta \ell}{2} \\
{}_{k+1}V^i(9, x, y, z) &= {}_kV^i(9, x, y, z) - \frac{E_f \Delta \ell}{2} \\
{}_{k+1}V^i(12, x, y, z) &= {}_kV^i(12, x, y, z) - \frac{E_f \Delta \ell}{2}
\end{aligned} \tag{2.29}$$

De forma similar, para os demais campos elétricos:

A excitação do campo E_y :

$$\begin{aligned}
{}_{k+1}V^i(3, x, y, z) &= {}_kV^i(3, x, y, z) - \frac{E_f \Delta \ell}{2} \\
{}_{k+1}V^i(4, x, y, z) &= {}_kV^i(4, x, y, z) - \frac{E_f \Delta \ell}{2} \\
{}_{k+1}V^i(8, x, y, z) &= {}_kV^i(8, x, y, z) - \frac{E_f \Delta \ell}{2} \\
{}_{k+1}V^i(11, x, y, z) &= {}_kV^i(11, x, y, z) - \frac{E_f \Delta \ell}{2}
\end{aligned} \tag{2.30}$$

A excitação do campo E_z :

$$\begin{aligned}
{}_{k+1}V^i(5, x, y, z) &= {}_kV^i(5, x, y, z) - \frac{E_f \Delta \ell}{2} \\
{}_{k+1}V^i(6, x, y, z) &= {}_kV^i(6, x, y, z) - \frac{E_f \Delta \ell}{2} \\
{}_{k+1}V^i(7, x, y, z) &= {}_kV^i(7, x, y, z) - \frac{E_f \Delta \ell}{2} \\
{}_{k+1}V^i(10, x, y, z) &= {}_kV^i(10, x, y, z) - \frac{E_f \Delta \ell}{2}
\end{aligned} \tag{2.31}$$

A excitação com campo magnético segue orientação das tensões e sentido das portas conforme Fig. 2.9, *clusters* de tensões e correntes, onde Z_0 é a impedância da malha TLM, relacionada com a impedância do espaço livre [40, 63].

A excitação com H_x :

$$\begin{aligned}
{}_{k+1}V^i(4, x, y, z) &= {}_kV^i(4, x, y, z) + \frac{H_f Z_0 \Delta \ell}{2} \\
{}_{k+1}V^i(7, x, y, z) &= {}_kV^i(7, x, y, z) + \frac{H_f Z_0 \Delta \ell}{2} \\
{}_{k+1}V^i(8, x, y, z) &= {}_kV^i(8, x, y, z) - \frac{H_f Z_0 \Delta \ell}{2} \\
{}_{k+1}V^i(5, x, y, z) &= {}_kV^i(5, x, y, z) - \frac{H_f Z_0 \Delta \ell}{2}
\end{aligned} \tag{2.32}$$

A excitação com H_y :

$$\begin{aligned}
{}_{k+1}V^i(2, x, y, z) &= {}_kV^i(2, x, y, z) - \frac{H_f Z_0 \Delta \ell}{2} \\
{}_{k+1}V^i(6, x, y, z) &= {}_kV^i(6, x, y, z) + \frac{H_f Z_0 \Delta \ell}{2} \\
{}_{k+1}V^i(9, x, y, z) &= {}_kV^i(9, x, y, z) + \frac{H_f Z_0 \Delta \ell}{2} \\
{}_{k+1}V^i(10, x, y, z) &= {}_kV^i(10, x, y, z) - \frac{H_f Z_0 \Delta \ell}{2}
\end{aligned} \tag{2.33}$$

A excitação com H_z :

$$\begin{aligned}
{}_{k+1}V^i(1, x, y, z) &= {}_kV^i(1, x, y, z) + \frac{H_f Z_0 \Delta \ell}{2} \\
{}_{k+1}V^i(3, x, y, z) &= {}_kV^i(3, x, y, z) - \frac{H_f Z_0 \Delta \ell}{2} \\
{}_{k+1}V^i(11, x, y, z) &= {}_kV^i(11, x, y, z) + \frac{H_f Z_0 \Delta \ell}{2} \\
{}_{k+1}V^i(12, x, y, z) &= {}_kV^i(12, x, y, z) - \frac{H_f Z_0 \Delta \ell}{2}
\end{aligned} \tag{2.34}$$

As variáveis x , y , z representam os endereços, as coordenadas espaciais dos NÓS a serem excitados na malha TLM. E_f e H_f são os campos da excitação, e podem assumir um valor numérico ou uma função.

A excitação aplicada na Tese é do tipo suave: em cada iteração (tempo k), os valores são atualizados, adicionando-se ao valor atual o novo valor da fonte de excitação, campo elétrico ou magnético ($\frac{E_f \Delta \ell}{2}$ ou $\frac{H_f Z_0 \Delta \ell}{2}$).

2.5 Conexão entre os pulsos na malha TLM-SCN

A conexão entre os pulsos está relacionada com as proximidades das portas, onde poderá haver barreiras que requeiram condições de contornos. Em situação regular, uniforme, meio homogêneo, na direção y , no tempo $t = k$ e no tempo $t = k+1$ e atentando-se para a Fig. 2.16, temos [41]:

Considerando o tempo inicial $t = k$, todas as portas tem seus sinais disponibilizados para transferência à porta adjacente. Esses sinais disponíveis são resultados de espalhamentos internos a cada NÓ, conforme ditado pela matriz espalhamento S . Como exemplo, utilizando apenas as portas na direção y , portas 7, 12, 5 e 1. As portas 7 e 12 transferem seus sinais para as porta 5 e 1, respectivamente. Ao mesmo tempo, as portas 5 e 1 transferem seus pulsos para as portas 7 e 12, respectivamente. Durante esse processo, nenhuma informação poderá ser perdida. Um exemplo de como o processo ocorre é ilustrado a seguir Eq. 2.35.

$$\begin{aligned}
{}_{k+1}V_7^i(7, x, y, z) &= {}_kV_5^r(5, x, y + 1, z) \\
{}_{k+1}V_{12}^i(12, x, y, z) &= {}_kV_1^r(1, x, y + 1, z) \\
{}_{k+1}V_5^i(5, x, y, z) &= {}_kV_7^r(7, x, y - 1, z) \\
{}_{k+1}V_1^i(1, x, y, z) &= {}_kV_{12}^r(12, x, y - 1, z)
\end{aligned} \tag{2.35}$$

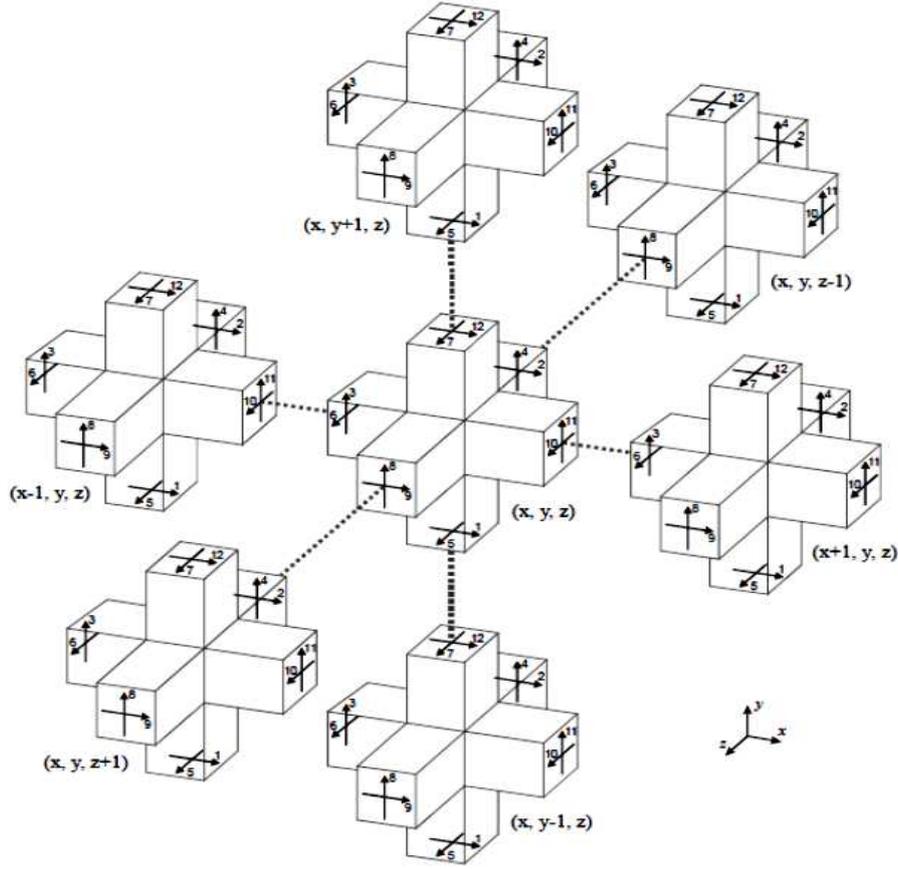


Figura 2.16: Conexão de NÓS em cubos - SCN adjacentes [41].

2.6 Captação dos campos na malha TLM-SCN

Para a malha TLM, o campo elétrico é determinado calculando-se a tensão desejada e relacionando-a com o respectivo $\Delta\ell$, que é a distância entre os NÓS. No SCN-3D, todas as componentes de campos eletromagnéticos podem ser obtidas em qualquer ponto da malha, a partir dos valores dos pulsos de tensão incidentes. Para cálculo da componente do campo elétrico E_x , por exemplo, tem-se a relação

$$E_x = -\frac{V_x}{\Delta x} \quad (2.36)$$

A tensão total na direção x, V_x , é calculada pela média entre as tensões incidentes e refletidas (V^i e V^r), relacionadas às portas 1, 2, 9 e 12 (Fig.2.9), obtendo-se

$$V_x = \frac{1}{4}[(V_1^i + V_1^r) + (V_2^i + V_2^r) + (V_9^i + V_9^r) + (V_{12}^i + V_{12}^r)] \quad (2.37)$$

Para conservação da carga e comprovada pela matriz espalhamento [40], a soma das tensões incidentes nessas portas é igual à soma das tensões refletidas nas mesmas portas, o que dá

$$V_x = \frac{1}{2}(V_1^i + V_2^i + V_9^i + V_{12}^i) \quad (2.38)$$

Aplicando Eq. 2.38 na Eq. 2.36, considerando $\Delta x = \Delta y = \Delta z = \Delta \ell$ e usando procedimento similar para todas as componentes de campo elétrico, obtêm-se as relações mostradas na Eq. 2.39.

Captação dos campos elétricos **E**.

$$\begin{aligned} E_x &= -\frac{V_1^i + V_2^i + V_9^i + V_{12}^i}{2\Delta \ell} \\ E_y &= -\frac{V_3^i + V_4^i + V_{11}^i + V_8^i}{2\Delta \ell} \\ E_z &= -\frac{V_5^i + V_6^i + V_7^i + V_{10}^i}{2\Delta \ell} \end{aligned} \quad (2.39)$$

Para as componentes de campo magnético, parte-se da Eq.2.40, obtida da Fig.2.9(c).

$$H_x = \frac{I_x}{\Delta \ell} \quad (2.40)$$

A corrente I_x é a corrente do circuito equivalente mostrado na Fig. 2.17, baseado na Fig.2.9(c), onde Z é a impedância da linha de transmissão da malha TLM, igual a Z_0 .

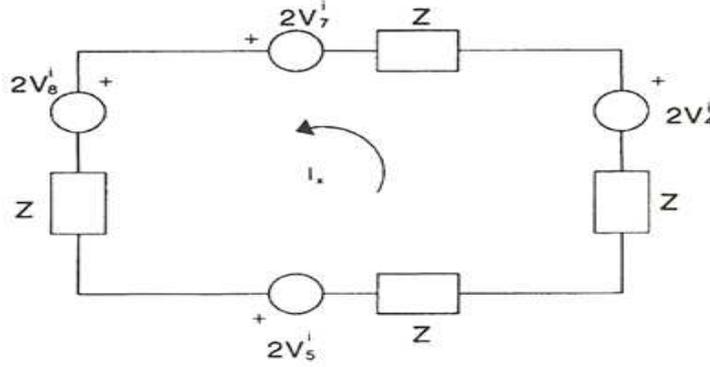


Figura 2.17: Circuito equivalente para cálculo de I_x [40].

Usando procedimento similar para todas as correntes mostradas na Fig. 2.9, as componentes de campo magnético são obtidos, conforme as relações da Eq. 2.41.

Captação dos campos magnéticos **H**.

$$\begin{aligned} H_x &= \frac{V_4^i + V_7^i - V_5^i - V_8^i}{2Z_0\Delta \ell} \\ H_y &= \frac{-V_2^i + V_6^i + V_9^i - V_{10}^i}{2Z_0\Delta \ell} \\ H_z &= \frac{V_1^i - V_3^i + V_{11}^i - V_{12}^i}{2Z_0\Delta \ell} \end{aligned} \quad (2.41)$$

As equações de excitação da malha e de captação dos campos apresentadas acima são para meios homogêneos e sem perdas. As deduções para meios não homogêneos e com perdas podem ser visto em [40, 49, 58, 63].

2.7 Validação do código TLM-SCN: exemplo 1

Uma cavidade oca, sem perda, preenchida apenas com ar, foi utilizada para teste de frequência de ressonância, como ilustrada na Fig. 2.18.

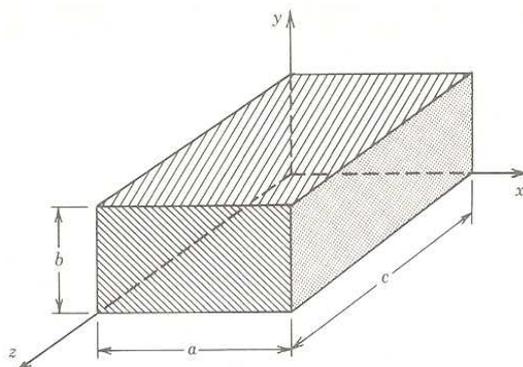


Figura 2.18: Cavidade ressonante retangular [18].

A cavidade foi modelada por uma malha de 40x40x40 NÓS, com $\Delta\ell = 2,5$ cm, perfazendo uma caixa de $1m^3$, com as paredes metálicas. A cavidade foi excitada com um campo elétrico E_x na linha $x=1:40$, $y=16$ e $z=16$, conforme em [58]. A captação do sinal foi realizada no endereço $x=25$, $y=25$ e $z=25$. As paredes foram consideradas curtos-circuitos, adotando-se, para condição de contorno, coeficientes de reflexão iguais a -1 em todas as faces. Depois de 4.096 iterações, o resultado do campo, no tempo, é mostrada na Fig. 2.19.

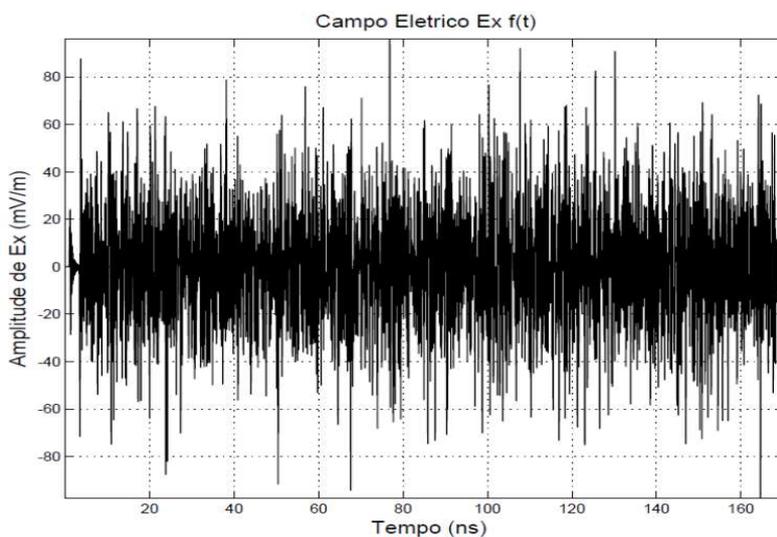


Figura 2.19: Campo E_x em função do tempo.

Para comprovação analítica da frequência de ressonância, foi utilizada a Eq.2.42, para os modos TE_{110} e TE_{210} [18].

$$(f_r)_{mnp}^{TE} = \frac{1}{2\pi\sqrt{\mu\epsilon}} \sqrt{\left(\frac{m\pi}{a}\right)^2 + \left(\frac{n\pi}{b}\right)^2 + \left(\frac{p\pi}{c}\right)^2} \quad (2.42)$$

onde a , b , c são as dimensões da cavidade ressonante, que, para o exemplo, $a=b=c=1\text{m}$. Os valores de m , n , p (números naturais) definem os diversos modos de propagação [18].

A Transformada de Fourier do sinal obtido no tempo (Fig. 2.19) é mostrada na Fig. 2.20, no domínio da frequência, com os modos TE_{110} e TE_{210} .

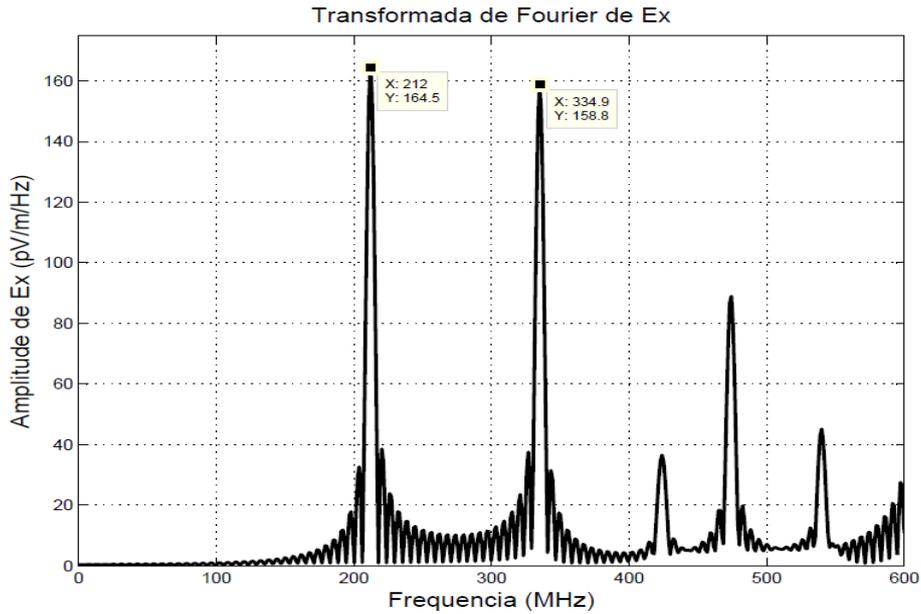


Figura 2.20: Transformada de Fourier do campo E_x .

Os resultados calculados analiticamente e processados com TLM, conforme resumo na Tab. 2.1, são concordantes com os dados publicados em [58, 59].

Tabela 2.1: Resultado analítico e aplicação do TLM SCN-3D: cavidade ressonante

	Analítico	TLM
TE_{110} (MHz)	212	212
TE_{210} (MHz)	335,18	334,9

2.8 Validação do código TLM-SCN em ambiente com perdas: exemplo 2

Um meio foi modelado com $9 \times 150 \times 9$ NÓS, nas coordenadas x, y, z , respectivamente, com um $\Delta\ell = 1\text{mm}$, permissividade complexa relativa $\epsilon_r = 78 - j12$ e $\mu_r = 1$. O ambiente foi iluminado por uma onda plana senoidal, com frequência de 2,45 GHz, para verificar-se a perda do sinal no caminho. O campo elétrico polarizado em z , trafega em y e tem a amplitude normalizada. Os parâmetros da malha foram definidos, a partir da frequência, pelo método TLM, com SCN-3D. Para as condições de fronteiras, foram adotados os coeficientes de reflexão para simulação de onda plana, ilustrado na Fig. 2.21, onde, para curtos-circuitos, o coeficiente de reflexão é igual a -1 ($\Gamma = -1$) e para circuito aberto, $\Gamma = +1$ [40].

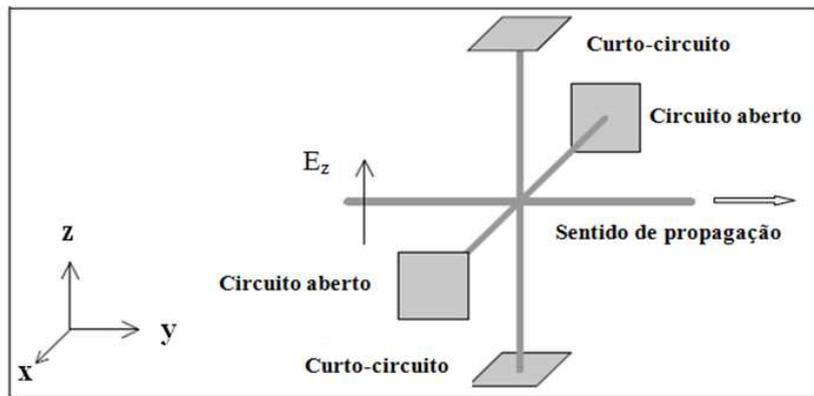


Figura 2.21: Condições de fronteiras para onda plana (adaptado) [58].

Depois de transcorrido o tempo equivalente a 2.325 iterações, o resultado está ilustrado nas Figs. 2.22 e 2.23.

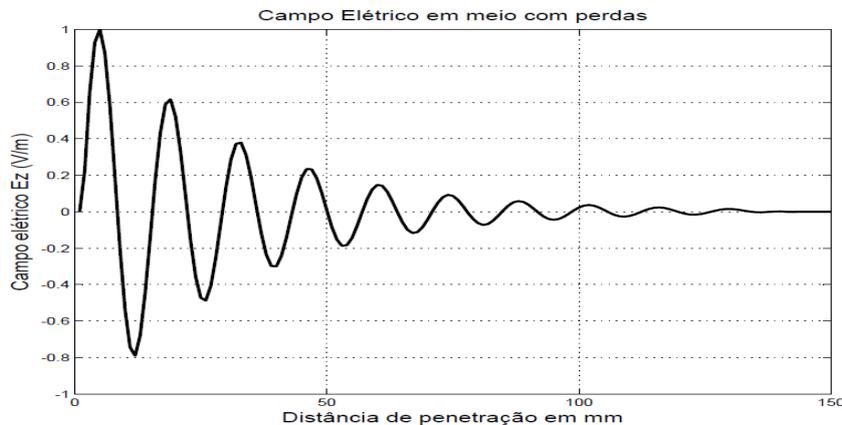


Figura 2.22: Campo elétrico E_z em meio com perdas $\epsilon_r = 78 - j12$ (Bidimensional).

Para uma melhor visualização no espaço, a ilustração em três dimensões é resultado do mesmo processamento que deu origem à Fig. 2.22.

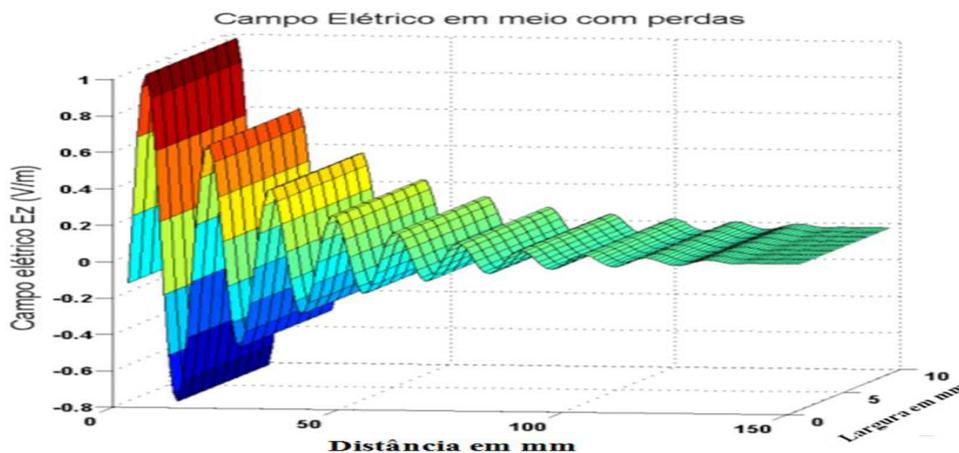


Figura 2.23: Campo elétrico E_z em meio com perdas $\epsilon_r = 78 - j12$ (Tridimensional).

Como mais uma forma de validação do código TLM SCN-3D, a propagação do campo elétrico foi avaliada analiticamente, utilizando a Eq. 2.43, onde α e β representam a constante de atenuação do meio e a constante de fase, respectivamente. Detalhes podem ser vistos em [18, 20].

$$\mathbf{E}_{(y)} = \hat{z}E_z e^{-\alpha y} e^{-j\beta y} \quad (2.43)$$

O gráfico processado pelo TLM e o resultado da resolução analítica estão mostrados na Fig. 2.24.

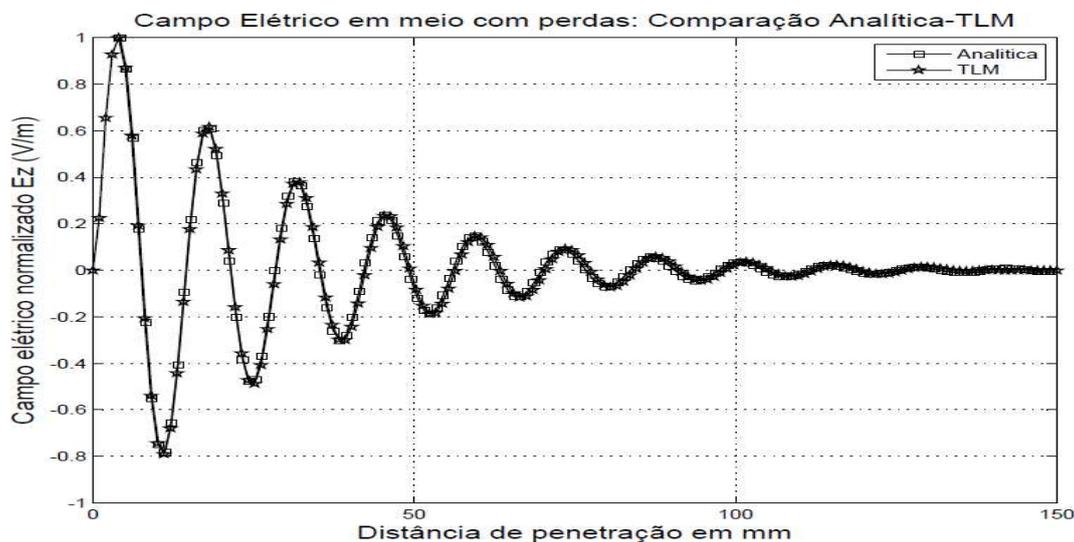


Figura 2.24: Resultados TLM SCN-3D e solução analítica do campo elétrico em meio com perdas.

Os resultados foram concordantes entre solução analítica, processamento TLM SCN-3D e comparações publicadas por NAYLOR e DESAI [70].

Capítulo 3

CAMPOS ELETROMAGNÉTICOS E SERES VIVOS

3.1 Fontes de campos eletromagnéticos

Campos eletromagnéticos são gerados em diversas ambientes e processos com dimensões diferenciadas e formas de atingimento às pessoas e aos equipamentos, com origem de fontes naturais ou artificiais (*man-made*) [71, 72]. São exemplos de fontes naturais, os campos elétricos e magnéticos produzidos pela Terra, por atividade solar e por eventos na atmosfera durante relâmpagos e tempestades elétricas. Como fontes artificiais, destacam-se linhas de transmissão e de consumo de energia, trens elétricos, sistemas de segurança, equipamentos hospitalares, fornos domésticos, lâmpadas fluorescentes, telefones móveis, radares e satélites.

A Fig. 3.1 ilustra uma fonte de campos eletromagnéticos, uma descarga atmosférica, capaz de danificar edificações e perturbar linhas de transmissão, e causar danos em organismos vivos [73].

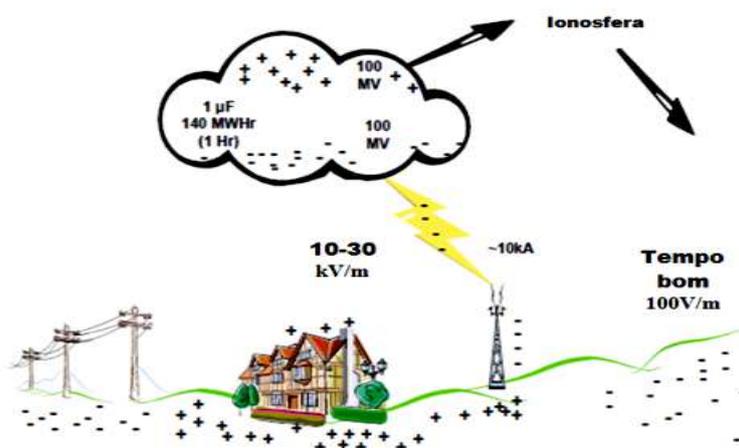
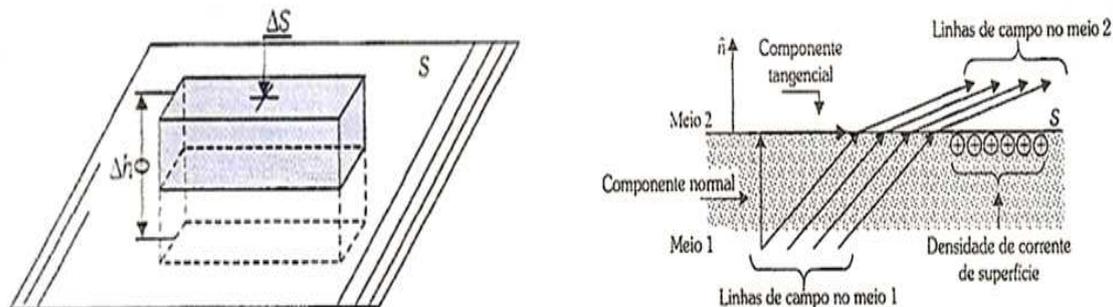


Figura 3.1: Descarga elétrica nas proximidades de edificações [73] (adaptado).

Os campos eletromagnéticos gerados pelas diversas fontes em variados ambientes propagam-se e atingem objetos e seres vivos em diferentes formas de acoplamento. Como ilustração, a Fig. 3.2(a) mostra um objeto genericamente considerado em uma superfície (s) a ser atingido por ondas eletromagnéticas. Na Fig. 3.2(b), as componentes da onda são mostradas, decorrentes do comportamento dos diferentes meios [74].



(a) Superfície genérica atingida por uma onda eletromagnética.

(b) Componentes do campo eletromagnético em meios diferentes características.

Figura 3.2: Campos eletromagnéticos em meios com propriedades físicas diferentes [74].

As energias das ondas em cada meio são dependentes das características das ondas incidentes e dos parâmetros dos próprios meios. Quando na consideração de um corpo vivo sendo iluminado por ondas eletromagnéticas, situações semelhantes serão observadas: energias são absorvidas, refletidas e transmitidas no processo de espalhamento e interação de meios, dependendo de cada processo em análise.

3.2 Bioeletromagnetismo e bioeletrodinâmica

O estudo da interação seres vivos e campos eletromagnéticos envolve fenômenos bioelétricos, com atuação da magnetobiologia e do bioeletromagnetismo. A magnetobiologia investiga os efeitos que os campos magnéticos podem produzir sobre os seres vivos. Ela se preocupa com o comportamento dos organismos vivos quando sob interferência de energias eletromagnéticas, como em exame de ressonância magnética. É uma resposta aos campos externos. O biomagnetismo estuda os campos magnéticos gerados por organismos vivos, registra os sinais advindos do corpo para análise terapêutica, como em eletroencefalograma. Para análise dos fenômenos elétricos advindos dos tecidos biológicos ou neles aplicados de fontes externas, atualmente se aplicam os termos bioeletricidade ou bioeletromagnetismo abrangendo os sinais elétricos, magnéticos e eletromagnéticos. A energia desses sinais é normalmente manifestada como correntes iônicas em nervos ou músculos devido à propagação dos chamados potenciais de ação (PA), detalhado na próxima seção. [75, 76, 77].

O bioeletromagnetismo, fortemente baseado na teoria eletromagnética, portanto, inclui o comportamento dos tecidos excitáveis (as fontes), as correntes elétricas e os potenciais do volume

condutor, o campo magnético no próprio corpo e além dele, as respostas das células excitáveis para com os estímulos de campos elétricos e campos magnéticos e as propriedades elétricas e magnéticas intrínsecas dos tecidos [76].

Dentro do estudo de bioeletromagnetismo, destaca-se, também, a bioeletrodinâmica que lida com fenômenos eletromagnéticos e fenômenos mecânicos, seu acoplamento nos meios biológicos e suas relações com os comportamentos fisiológicos e fisiopatológicos dos organismos vivos, correlacionando funções biofísicas com os processos bioquímicos a nível celular. Em organismos vivos, células e tecidos estão constantemente sujeitos a forças e tensões de diversas origens, desde forças de pressão ligadas à gravidade, até forças dinâmicas do próprio movimento dos membros do corpo, e de forças eletromagnéticas resultantes de interações moleculares, ambientais e até de campos eletromagnéticos externamente aplicados. Essas forças e campos são capazes de modificar comportamentos celulares e propriedades sinérgicas, e de afetar comportamentos fisiológicos [16].

3.3 Potencial de ação (PA)

Todos os organismos vivos são constituídos por células e têm uma precisa e delicada natureza eletromagnética. As funções em nível celular, de tecido e de órgão são controlados por campos elétricos endógenos como os campos elétricos transmembranas, correspondentes a fracas correntes elétricas endógenas transitórias. São exemplos de correntes endógenas, as correntes elétricas intracelulares provenientes de diferenças de tensão citoplasmática, originada por diferenças nas concentrações de íons móveis dentro das células.

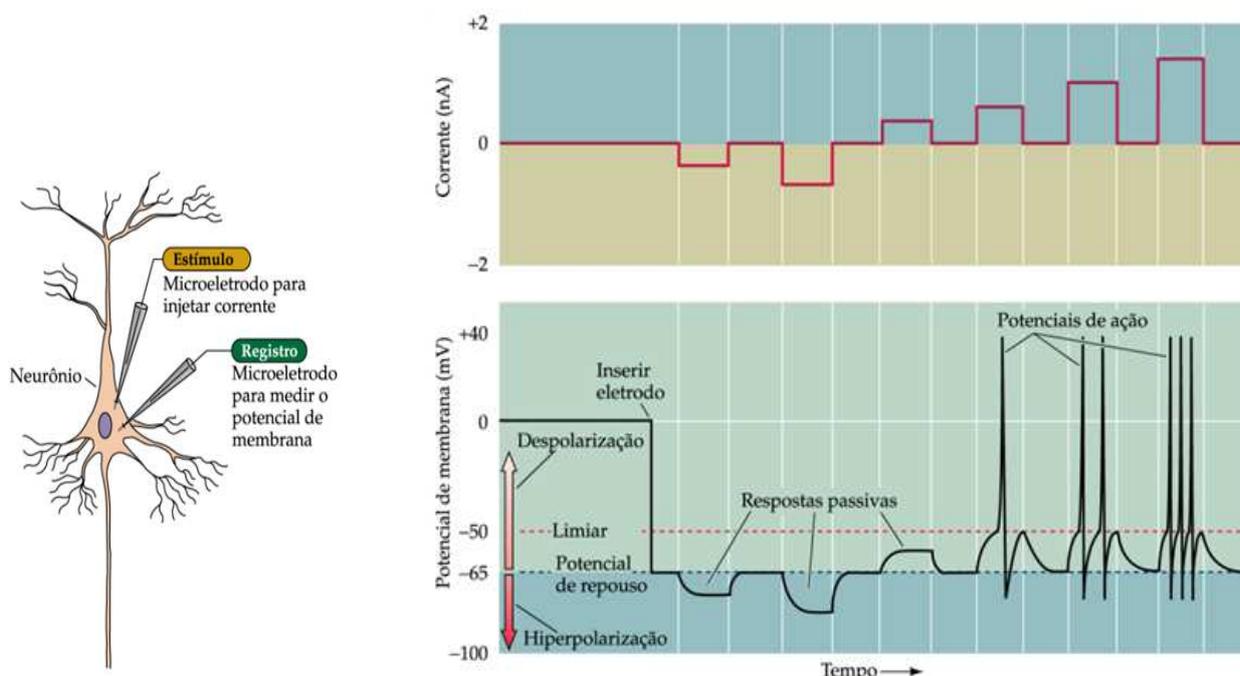
Correntes elétricas intracelulares controlam o crescimento celular, por exemplo, enquanto correspondentes correntes elétricas dentro dos tecidos, envolvendo milhares de células, controlam o desenvolvimento embrionário, cicatrização ou regeneração dos tecidos [17]. Densidades de corrente que são incapazes de estimular tecidos excitáveis diretamente, podem, contudo, afetar a atividade elétrica em andamento e influenciar a excitabilidade neuronal [28]. As células vivas dependem da atividade elétrica para a sua existência e para os tecidos formados por elas, e exibem uma grande variedade de propriedades elétricas na forma da condução da corrente quando comparadas com os metais. As células formam circuitos que operam em um meio salino [78].

A diferença de potencial entre o interior da célula e o fluido que a cerca dá origem ao potencial de membrana. Na maioria das células, o potencial de membrana tem por longo tempo um valor constante, enquanto influências especiais vindas do exterior não atuam nas células. Quando as células se encontram na condição de repouso, dá-se ao potencial de membrana o nome de potencial de repouso. Na célula nervosa e na célula muscular, esse potencial é negativo, com valores variando entre -40 e -100 mV, com referência de 0V na parte externa da membrana [79, 80].

O potencial de repouso constitui condição prévia para que as células e as fibras musculares possam exercer as suas funções específicas no organismo. A distribuição desigual de íons através da membrana das células nervosas e musculares forma a base para a geração e propagação de potenciais de ação (PA). O PA é uma reversão transitória do potencial, uma despolarização momentânea.

A duração do potencial de ação difere nos diversos tipos de células: nos nervos, o PA dura cerca de um milissegundo (1 ms), enquanto no músculo cardíaco pode durar mais que 200 ms [79]. Os potenciais de ação constituem os sinais pelos quais o sistema nervoso recebe, analisa e transmite informações. A informação transmitida por um PA não é determinado pela forma do sinal, mas pela via em que o sinal trafega no encéfalo. O encéfalo analisa e interpreta padrões de sinais elétricos que chegam (visão, tato, dor, paladar, olfato, som) [81].

Vários estímulos podem deflagrar o potencial de ação: estímulos químicos, elétricos, eletromagnéticos e mecânicos. A Fig. 3.3 ilustra a criação de PA por estimulação elétrica [82] e mostra registro de sinais elétricos passivos e ativos em um neurônio. Existem células especiais que são autoexcitáveis, geram ritmicamente o potencial de ação. Essas células são responsáveis pelo início dos movimentos repetitivos biológicos como batimentos cardíacos e frequência respiratória [79, 83].



(a) Um eletrodo mede potencial da membrana e outro injeta corrente de estimulação.

(b) A injeção de corrente pelo microeletrodo altera o potencial de membrana neuronal que dá origem ao PA.

Figura 3.3: Registro de sinais elétricos passivos e ativos em um neurônio. Geração de potencial de ação (PA) trafegando em célula neuronal [82].

Observam-se, na Fig. 3.3(a), que dois microeletrodos são inseridos no neurônio: um para medir o potencial da membrana e outro para injetar corrente de estimulação. Na Fig. 3.3(b), a inserção no neurônio do microeletrodo que mede a diferença de potencial revela um potencial negativo, o potencial de repouso da membrana. A injeção de corrente pelo microeletrodo altera o potencial de membrana. Pulsos de corrente hiperpolarizantes produzem apenas alterações passivas no potencial de membrana.

Enquanto pequenas correntes despolarizantes provocam igualmente apenas respostas passivas, despolarizações que façam o potencial de membrana alcançar ou exceder um limiar provocam também potenciais de ação, que são respostas ativas no sentido de serem geradas por alterações na permeabilidade da membrana neuronal [81].

Todo neurônio apresenta uma separação de cargas através de sua membrana, que consiste em uma delgada camada de íons positivos e negativos distribuídos ao longo das superfícies interna e externa da membrana celular. No repouso, uma célula nervosa tem um excesso de cargas positivas no lado externo da membrana e um excesso de cargas negativas no lado interno. A separação de cargas origina o aparecimento de uma diferença de potencial elétrico, o potencial de membrana (V_m), dado pela diferença entre o potencial no meio intracelular (V_{in}), e o potencial no meio externo (V_{out}): $V_m = V_{in} - V_{out}$ [81].

No estado de repouso, portanto, há uma diferença de potencial eletroquímica entre os dois lados da membrana, o potencial de repouso (PR), que é o potencial de membrana das células excitáveis na ausência de estímulo, ilustrado na Fig. 3.4.

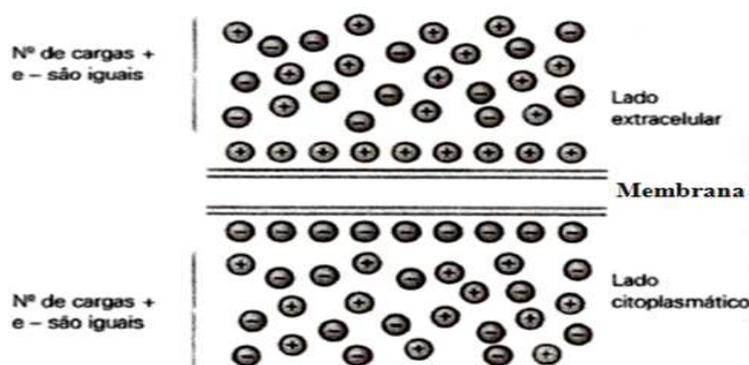


Figura 3.4: Membrana no estado de repouso, cargas iguais no lado extracelular e no lado citoplasmático (dentro da célula) [81].

As alterações do potencial de membrana que não acarretam abertura de canais iônicos, com abertura e fechamento controlados, são denominados de potenciais eletrotônicos e correspondem às respostas passivas da membrana. Não surgem PA quando apenas há respostas passivas. A geração de potencial de ação é uma resposta ativa da célula neuronal quando os estímulos ultrapassam o potencial limiar da célula. As respostas hiperpolarizantes, assim como as pequenas despolarizações, são quase sempre passivas. No entanto, quando a despolarização atinge um nível crítico, denominado limiar, a célula responde ativamente com a abertura de canais iônicos dependentes de tensão elétrica, o que dão origem a PA.

Para estimular um nervo, o estímulo precisa ter intensidade e duração suficientes para despolarizar a membrana. A hiperpolarização ocorre quando há um aumento na separação de cargas que leva potencial de membrana ser mais negativo na parte interna da célula. Quando, no entanto, há uma redução da separação de cargas, levando a um potencial de membrana menos negativo, surge a despolarização (Fig. 3.3).

3.4 Circuito bioelétrico

Os circuitos elétricos podem ser abordados sob o ponto de vista de parâmetros concentrados e de parâmetros distribuídos. Como parâmetros concentrados, os circuitos tem seus componentes considerados pontuais, onde os principais elementos, R , L e C , são discretos. Nos circuitos de parâmetros distribuídos, as dimensões dos componentes, suas interconexões e os efeitos de propagação e reflexão das ondas eletromagnéticas são considerados. Esses modelos são relativamente mais complexos e adequados para altas frequências.

Em circuitos biológicos, os parâmetros são distribuídos ao longo dos tecidos; não há um componente localizado como um resistor, por exemplo. O efeito de resistência está ao longo de todo o meio biológico que se estende continuamente, e referido como um volume condutor. Algumas aplicações com circuitos equivalentes, para estudos de estimulação e comportamento celular, usam modelos de circuitos concentrados como simplificação [76].

Portanto, como os componentes do circuito bioelétrico estão distribuídos ao longo das células dos organismos vivos, não se modela o corpo como um circuito, mas como diversos circuitos por conjunto de células, por cada volume condutor em análise [76].

Como exemplo de modelagem de meio biológico, tem-se o trabalho de Hodgkin e Huxley. Partindo de uma célula neuronal, em 1952, eles descreveram a membrana de um axônio como um circuito elétrico, mostrado na Fig. 3.5. Com quatro ramos em paralelo, o ramo com capacitor representa a fina camada com as propriedades dielétricas da membrana (C_M) e os outros ramos com resistências representam sódio (R_{Na}), potássio (R_K) e resistência de fuga (R_L), com suas diferentes forças eletromotrizes, E_{Na} , E_k e E_L , respectivamente e correspondentes correntes [80, 84].

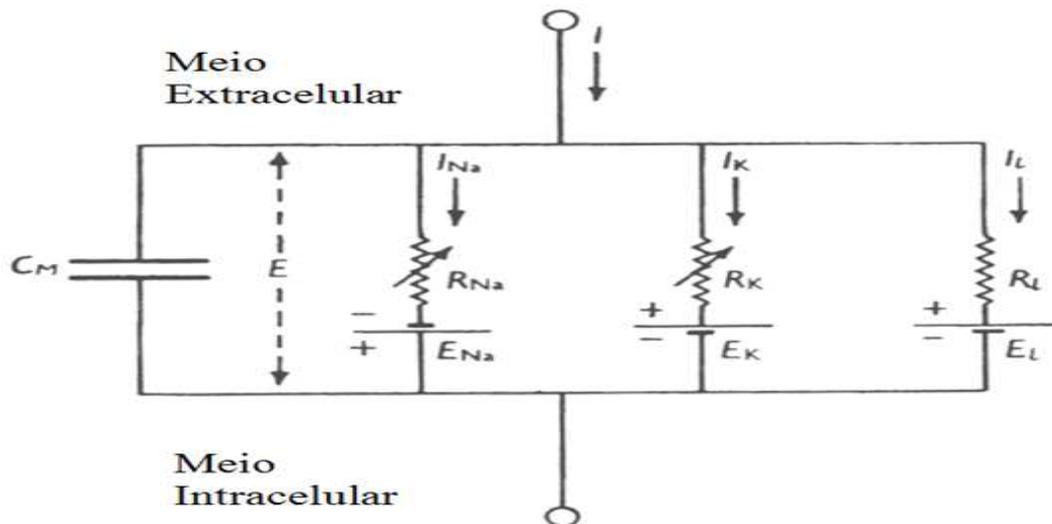


Figura 3.5: Circuito equivalente de uma membrana celular idealizado por Hodgkin e Huxley [84].

onde $R_{Na} = 1/g_{Na}$, $R_k = 1/g_k$ e $R_L = 1/g_L$, sendo que R_{Na} e R_k variam com o potencial de membrana e os outros componentes são considerados constantes.

Observa-se a posição da membrana entre a parte externa da célula (extracelular) e a parte

interna (intracelular) que é o citoplasma, o fluido celular. Embora seja localizada nas membranas celulares, a capacitância deve ser ainda considerada distribuída, dentro da região tridimensional considerada, bem como as fontes de tensão endógenas.

Na Fig. 3.6, tem-se o modelo de Hodgkin e Huxley adaptado para cálculo de condutância da membrana, utilizando a técnica de fixação da diferença de potencial (ddp), aplicada nos estudos de neurociências e bioeletromagnetismo. Essa técnica foi desenvolvida para estabilizar o potencial de membrana dos neurônios para fins de experimentos. Detalhes podem ser vistos em [76, 80, 81].

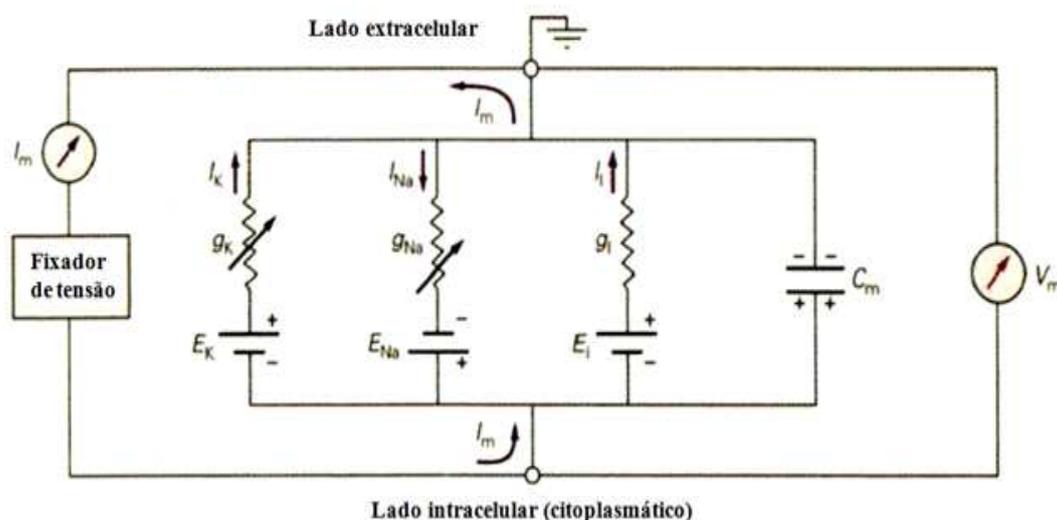


Figura 3.6: Circuito equivalente de uma membrana celular com fixador de tensão [81].

3.5 Estimulação eletromagnética das células

Estimulação, de forma ampla, é a despolarização da membrana até seu limiar; é o efeito do tecido quando elicitado por uma fonte de energia interna ou externa ao corpo. O estímulo para despolarização da célula e desencadear o potencial de ação é, em geral, uma corrente elétrica. Na maioria das vezes, essa corrente não é gerada no ponto da membrana a ser excitada. Nas células nervosas, por exemplo, a corrente chega das vizinhanças da membrana, de sinapses ou de receptores. Quando a energia elétrica ou magnética é aplicada ao tecido excitável, a fim de ativá-lo, a estimulação é chamada estimulação elétrica ou magnética, respectivamente[76, 79].

O neurônio (Fig. 3.7) como um destaque entre as células do organismo, com processos característicos e responsável pela sinalização do sistema nervoso, possui três partes principais: um corpo celular onde se localiza o núcleo (local de armazenamento de informação genética); os axônios (elementos transmissores dos neurônios) e os dendritos (elementos de entrada de informação vindas de outros neurônios) [76, 81, 82].

Ressaltam-se, ainda na Fig. 3.7, os nodos de Ranvier, que são pequenos estrangulamentos que possibilitam aumentar a velocidade de transmissão dos estímulos nervosos, intercalados por envoltórios de mielina [81].

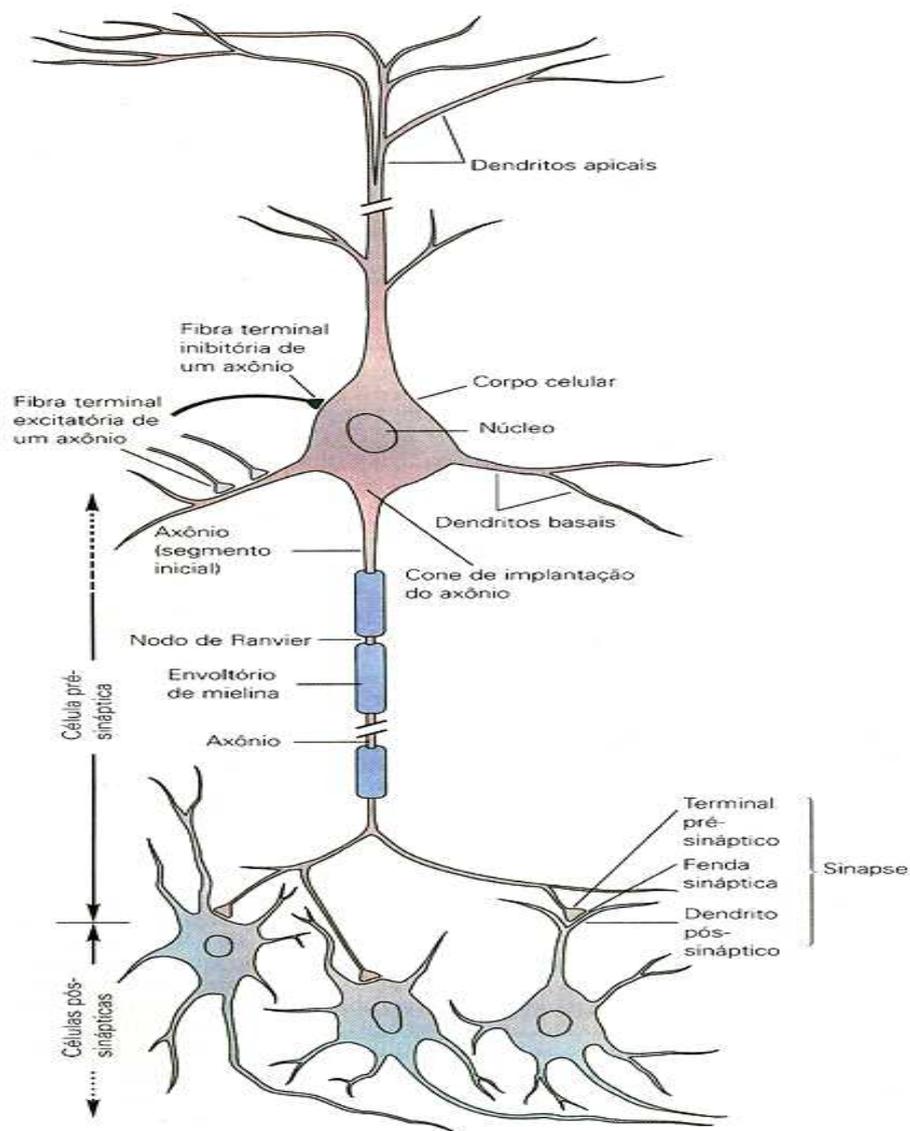


Figura 3.7: Neurônio com as três partes principais: corpo celular, axônio e dentritos [81].

A mielina constitui camada isolante entre os nodos de Ranvier e propicia transmissão dos estímulos nervosos de forma saltatória. As fibras que contêm os envoltórios (bainhas) de mielina são denominadas fibras mielinizadas. A Fig. 3.8 ilustra a composição de uma fibra nervosa mielinizada, com destaque para o axônio e os nodos de Ranvier (ver também Fig. 3.7). Detalhes do processo de funcionamento típico de fibras com mielina podem ser encontrados em [82, 85].

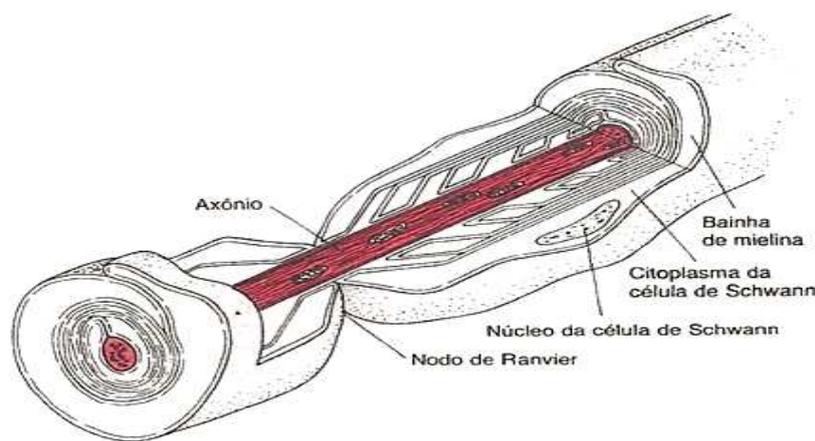


Figura 3.8: Ilustração de fibra nervosa mielinizada com nodos de Ranvier [85].

As células nervosas e as células musculares são excitáveis; podem produzir impulsos eletroquímicos e conduzi-los ao longo das membranas. A membrana gera impulsos em consequência da excitação, que, quando no músculo, provoca também contração das células. A estimulação de células pode ser por campo elétrico ou magnético. A estimulação elétrica está associada a diferença de potencial enquanto a estimulação magnética está vinculada a uma corrente elétrica induzida por um campo magnético externo variável no tempo. É importante notar que, tal como na detecção elétrica e magnética da atividade bioelétrica de tecidos excitáveis, tanto o método de estimulação elétrica quanto de estimulação magnética, a excitação da membrana é realizada com uma corrente elétrica, conforme já frisado.

A energia eletromagnética pode ser aplicada também para os tecidos não-excitáveis. Tais aplicações incluem, por exemplo, dispositivos de eletrocirurgia (diatermia cirúrgica) e dispositivos eletroterapêuticos, com muitas aplicações na fisioterapia [76].

Quando a estimulação elétrica dos tecidos biológicos exige a utilização de eletrodos, os eletrodos e a interação eletrodos-tecidos devem ser cuidadosamente considerados, uma vez que o fluxo de eletricidade a partir do eletrodo (onde os elétrons carregam as cargas) para o tecido (onde os íons transportam as cargas) pode envolver uma reação eletroquímica.

As estimulações por fontes não endógenas podem ser intencionais, controladas para fins terapêuticos, ou ocasionais e aleatórias motivadas por campos eletromagnéticos liberados por fontes artificiais do ambiente aberto, industrial, hospitalar ou residencial, dada a enorme variedade de equipamentos eletroeletrônicos, potenciais fontes de poluição eletromagnética. A sensibilidade das células como receptores de sinais elétricos pode ser alterada em função do estado de saúde ou traumas do organismo, e dependendo da intensidade e frequência desses sinais [78].

Campos elétricos aplicados externamente são usados, também, como ferramenta terapêutica para a aceleração do processo de cicatrização de feridas crônicas [35].

Estimulação de células envolve também uso de acessórios e dispositivos estranhos ao corpo, como eletrodos, em tratamentos por eletrofisiologia, o que exige procedimentos criteriosos em

Bioengenharia. Ao se implantar eletrodos internamente no corpo para estimulação de nervos, dois grandes fatores devem ser criteriosamente avaliados: o risco da intervenção cirúrgica e o risco da reação dos tecidos frente ao novo componente do corpo, o material do eletrodo. Essas alterações de ordem mecânicas dão origem a outra alteração: a exposição dos tecidos à passagem de correntes elétricas de estimulação não naturais, podendo desencadear irreversíveis danos neurológicos ao paciente [86].

Os músculos esqueléticos (músculos estriados, excitáveis) são normalmente controlados por conscientes pensamentos gerados no cérebro ou por complexos reflexos do sistema nervoso central. Esses músculos recobrem totalmente o esqueleto e estão presos aos ossos, por isso o nome de músculos esqueléticos. São dotados de características mecânicas que contribuem fortemente para a velocidade, eficiência e robustez dos movimentos [81].

A estimulação elétrica oferece a possibilidade de reparação do controle quando alguma avaria tem danificado parte do sistema nervoso. Pessoas com sequelas de acidente vascular cerebral (AVC), transtorno ou paralisia cerebral, trauma craniano, lesão da medula espinhal e pessoas que sofreram cirurgias ortopédicas são pacientes que necessitam de estimulação neural para auxiliar no desempenho de suas funções normais [86, 87].

3.6 Energia eletromagnética no processo de cura

Estimulação elétrica pode produzir grande variedade de efeitos, incluindo-se ativação ou desativação de tecidos neurais, ativação de sistemas excitatórios ou inibitórios, e alterações das concentrações bioquímicas. Esta diversidade de efeitos reflete nas várias aplicações clínicas de estimulações neurais. A estimulação é utilizada numa tentativa de substituir funções perdidas por lesão ou doença, como nas Próteses neurosensoriais, nos esforços para se evitar a transmissão de informação não desejada, como estimulação da dor, ou para promover a cura, como na estimulação do crescimento ósseo [11, 86].

Grande variedade de correntes de microamperes fluem e refluem através do corpo ao longo dos canais tissulares que ligam áreas de diferentes atividades metabólicas. As áreas de atividade metabólica elevada são negativas com relação às áreas de baixa atividade metabólica e as correntes fluem através, e em torno, de áreas localizadas de trauma e de regeneração de tecidos [78]. Quando no processo de reparação, o tecido lesado deve se livrar de ambos os íons positivos e negativos e obter novo material (íons) para a cura [88].

O processo de cura com uso de correntes elétricas já está consolidada por diversos experimentos e pesquisas médicas, como pode ser visto com os trabalhos do médico Dr. Robert Becker [11] e Dr. Bjorn Nordenstrom [88], dentre outros [17, 35, 89].

3.7 Interação com os campos endógenos

A corrente em um fio condutor, como o cobre, tem sua dinâmica traçada no deslocamento dos elétrons livres como resultado de uma diferença de potencial, advinda de uma concentrada fonte de energia. A corrente segue o condutor, não flui para os lados a não ser por imperfeições do isolamento. Os sistemas vivos derivam sua energia elétrica das diferenças de concentrações iônicas existentes através das membranas celulares. As fontes de energia, portanto, estão intrinsecamente distribuídas no espaço ao longo da membrana e desenvolvem um fluxo de corrente através dessa membrana. Essas correntes, necessária e desejavelmente, fluem em ambos os lados, interno e externo, das células eletricamente ativas [90].

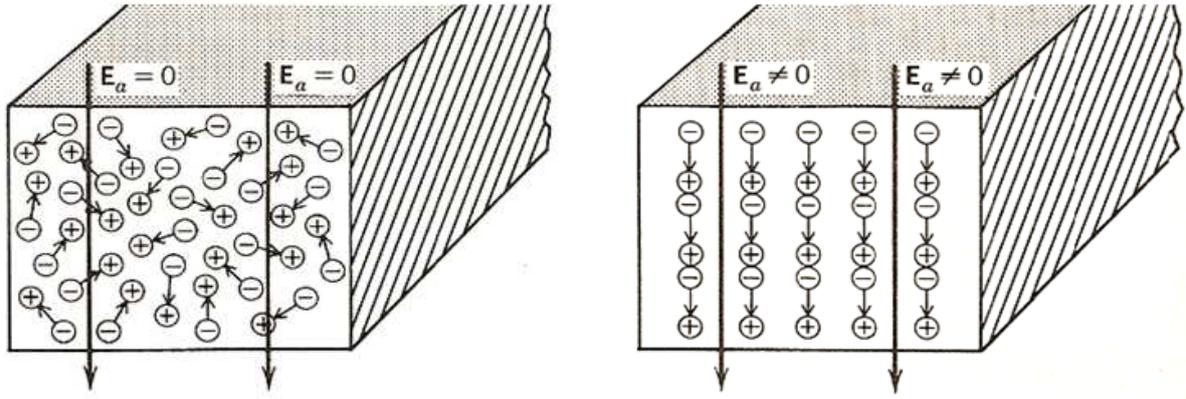
O circuito bioelétrico é sustentado pelos potenciais de repouso (PR) e de ação (PA). Esses potenciais constantemente estão sendo alterados, seja por fontes internas (endógenas), seja por energias externas (fontes exógenas). O procedimento que causa a perturbação dos potenciais é chamado de estimulação, conforme tratado na Seção 3.5, e pode ter origem na Prótese.

Embora não tenha sido considerada qualquer contribuição das correntes endógenas, do sistema bioelétrico, com as correntes induzidas pelos campos eletromagnéticos em estudo, as atividades elétricas do corpo devem ser levadas em conta, pois haverá interação entre fontes externas e internas na computação dos potenciais e correntes resultantes.

Como será visto na Seção 3.8.2, o implante metálico fica em contato íntimo com os tecidos vivos no meio biológico. Os campos elétricos endógenos são distribuídos em todo o volume considerado, de maneira suave, sem pontos de concentração ou ausência, quando sob regime de repouso. Se há estimulação, as alterações desses campos são redefinidas e tensões são registradas pela origem de potenciais de ação. Considerando que no espaço há uma Prótese, os campos são desviados por reflexões e transmissões de maneira não uniforme entre os diferentes meios do volume considerado.

Dimitris Panagopoulos [17], fez considerações sobre as distorções a que estão submetidos os campos endógenos provenientes das interações entre campos elétricos externos, apontando, inclusive, dificuldades de se estabelecer cálculos de polarização de cargas internas do corpo. O campo elétrico intracelular, proveniente da diferença na concentração de íons, interage com qualquer campo elétrico externo, resultando em um campo com diferentes magnitude, frequência e direção em relação ao campo original. Além dessa interação com os campos endógenos, o campo externo causará polarização do tecido biológico, rearranjando as cargas elétricas na solução aquosa extracelular e até mesmo sobre a membrana celular e nas soluções intracelulares, como mostrado na Fig. 3.9. Detalhes de polarização de materiais dielétricos pode ser visto em [18].

A polarização induzida vai, teoricamente, alterar a distribuição de íons livres e vincular um número de portadores de carga (íons livres) para determinadas posições, diminuindo a sua mobilidade e sua disponibilidade a fim de manter as concentrações iônicas corretas e equilíbrio eletroquímico das células. Esta condição representa um estresse para o organismo.



(a) Cargas dipolares livres da influência de campo elétrico.

(b) Campo elétrico externo provoca polarização das cargas.

Figura 3.9: Material polar em escala macroscópica, com e sem campo elétrico externo.

O rearranjo induzido das cargas elétricas dentro do tecido biológico gera um campo de polarização E_p em direção oposta ao campo aplicado externamente E_{ex} . A intensidade do campo de polarização varia em diferentes locais do tecido biológico e entre diferentes pontos de cada célula, dependendo da permissividade e da disponibilidade local das cargas (q). A magnitude do campo de polarização é fornecida com a aplicação da lei de Gauss para o campo elétrico dentro do tecido, conforme a Eq. 3.1 [17].

$$\mathbf{E}_p = \frac{1}{\epsilon\epsilon_0} \cdot \frac{q_p}{S} \quad (3.1)$$

onde q_p é a carga de polarização, ϵ é a permissividade do tecido local, e S uma superfície Gaussiana [23, 20].

O campo resultante da interação entre o campo externo e o campo de polarização será o campo induzido, conforme a Eq. 3.2.

$$\mathbf{E}_{in} = \mathbf{E}_{ex} - \mathbf{E}_p \quad (3.2)$$

O campo de polarização (\mathbf{E}_p) sempre será menor em amplitude do que o campo externo.

O campo elétrico resultante induzido internamente (\mathbf{E}_{in}) estará na mesma direção que o campo externo e vai interagir diretamente com qualquer campo elétrico endógeno (\mathbf{E}_{end}), por adição, resultando na distorção do campo endógeno em grau significativo ou insignificante, dependendo de polarização. O campo endógeno distorcido (\mathbf{E}'_{end}), fica como mostrado na Eq. 3.3 [17].

$$\mathbf{E}'_{end} = \mathbf{E}_{end} + \mathbf{E}_{in} \quad (3.3)$$

Para efeito de identificação de variáveis, considera-se que o campo elétrico próximo à Prótese, \mathbf{E}_{pr} , seja a referência dentro do volume condutor. Com origem na descarga atmosférica e depois de a onda eletromagnética penetrar no meio biológico e sofrer os processos de reflexão e transmissão, portanto, redução da amplitude, o campo \mathbf{E}_{pr} é o campo elétrico exógeno resultante, que fará a

interação com os campos endógenos. Substituindo \mathbf{E}_{ex} por \mathbf{E}_{pr} nas Eqs. 3.2 e 3.3 e \mathbf{E}_{in} pelo campo induzido resultante, \mathbf{E}_{inR} , tem-se

$$\begin{aligned}\mathbf{E}_{inR} &= \mathbf{E}_{pr} - \mathbf{E}_p \\ \mathbf{E}'_{end} &= \mathbf{E}_{end} + \mathbf{E}_{inR}\end{aligned}\tag{3.4}$$

A noção de tempo deve ser acrescentada à análise proposta pela Eq. 3.4. Isto leva ao que é conhecido como Reobase e Cronaxia, detalhada na Seção 6.1.

Salienta-se que em função da complexidade do meio biológico vivo, cálculos e medições laboratoriais serão necessários para as comprovações pontuais das interações entre os campos elétricos externos e os campos endógenos em PPM, o que poderá ser realizado com equipe multidisciplinar como desdobramentos desta Tese.

3.8 O volume condutor e Próteses

3.8.1 O volume condutor e as correntes

Estudos de campos elétricos e magnéticos em um meio condutor que caracterizem preparação eletrofisiológica sempre envolvem as equações de Maxwell. Preparações eletrofisiológicas são regiões isoladas que envolvem tecidos excitáveis circundados por um volume condutor, cuja condutividade é função das coordenadas no espaço, $\sigma(x,y,z)$, portanto, meio não homogêneo [76, 86]. A preparação eletrofisiológica possibilita delimitar volumes de estudos, desconsiderando as possíveis interações com outros meios fora da região de interesse.

Um meio biológico condutor de interesse, de uma maneira geral, pode ser apresentado como ilustrado na Fig. 3.10, publicado em [86]. Um volume condutor não homogêneo pode ser dividido em um número finito de regiões homogêneas, cada uma com seu próprio limite, sua região de contorno. As regiões σ_e^I a σ_e^{III} indicam, de forma macroscópica, elementos do volume de diferentes condutividades. Uma célula também é mostrada com a indicação da condutividade intracelular (σ_i), condutividade da membrana (σ_m) e condutividade da parte extracelular (σ_e). No lado externo do volume condutor, que é eletrofisiologicamente preparado, encontra-se o ar, com a condutividade $\sigma = 0$.

A permissividade e a permeabilidade podem ser assumidos uniformes mas as preparações fisiológicas geralmente contém não homogeneidade.

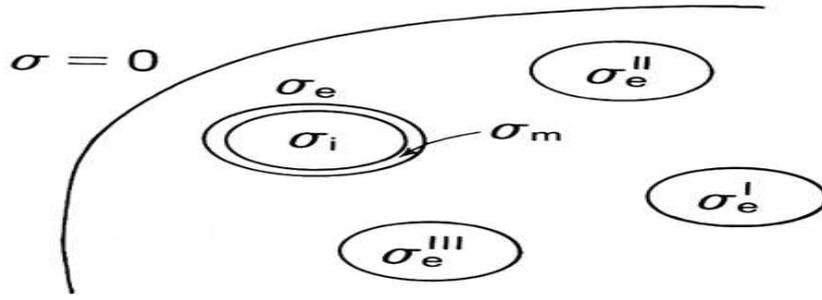


Figura 3.10: Volume condutor não homogêneo [86].

Retomando as equações apresentadas no Capítulo 2 (Eqs. 2.7 e 2.9), e expressando na forma fasorial, as equações de Maxwell envolvidas são,

Lei de Ampère

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t}. \quad \text{Fica : } \nabla \times \mathbf{H} = (\sigma + j\omega\epsilon)\mathbf{E} + \mathbf{J}^i \quad (3.5)$$

Lei de Faraday

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t}. \quad \text{Fica : } \nabla \times \mathbf{E} = -j\omega\mu\mathbf{H}. \quad (3.6)$$

onde,

$$\sigma = \sigma(x, y, z), \quad \mu = \mu_0, \quad \epsilon = \epsilon_0, \quad \mathbf{J} = \sigma\mathbf{E}, \quad \mathbf{D} = \epsilon\mathbf{E}, \quad \mathbf{B} = \mu\mathbf{H} \quad (3.7)$$

sendo \mathbf{J}^i a corrente impressa, introduzida pela estimulação ou originada no meio endógeno devido ao potencial de ação. Observando a Eq. 3.5, percebe-se que a densidade de corrente volumétrica total \mathbf{J}_T

$$\mathbf{J}_T = \sigma\mathbf{E} + j\omega\epsilon\mathbf{E} + \mathbf{J}^i \quad (3.8)$$

é composta pela corrente de condução ($\sigma\mathbf{E}$), corrente de deslocamento ($j\omega\epsilon\mathbf{E}$) e corrente aplicada ou corrente impressa (\mathbf{J}^i) [76, 86]. As duas primeiras componentes são consequência de existente campo elétrico; a componente \mathbf{J}^i é estabelecida por fonte não elétrica e devido a fonte primária de energia. \mathbf{J}^i é uma corrente não conservativa que surge a partir da atividade bioelétrica de células nervosas e musculares devido à conversão de energia química para forma elétrica [76].

A densidade da corrente é a quantidade de fluxo de corrente por unidade de área (A/m^2), é uma medida da quantidade de íons carregados que se movem por uma área de seção transversa específica do corpo. No meio biológico, a corrente é normalmente expressa em miliampère por centímetro quadrado (mA/cm^2). A densidade da corrente é um importante fator na determinação da reação dos tecidos biológicos à estimulação [87].

A corrente (\mathbf{J}_T) poderá ser calculada também a partir da medição do campo elétrico e do conhecimento da resistividade para um específico volume condutor, utilizando-se a fórmula

$$\mathbf{J}_T = \frac{\mathbf{E}}{\rho} \quad (3.9)$$

com ρ (Ωm) sendo a resistividade do tecido contemplado pelo volume onde se deseja calcular a densidade de corrente. Esta forma de cálculo aplica o método denominado de Método Indireto de Medição de densidade de corrente, desenvolvido em [86].

Na descrição do volume condutor constituída pelo corpo humano na condição quase estática, o componente capacitivo da impedância do tecido é insignificante na banda de frequência de eventos bioelétricos internos (próximo de 1000Hz). As correntes são essencialmente correntes de condução, podendo ser calculadas com especificação da resistividade do tecido. A maior parte dos tecidos é isotrópica; o músculo e o tecido cerebral são fortemente anisotrópicos [76].

3.8.2 Próteses no volume condutor

Conforme mencionado em item anterior a respeito de eletrodos para estimulação de nervos, observações relativas a implantação de Próteses metálicas seguem orientações de riscos semelhantes: o risco da intervenção cirúrgica e o risco da reação dos tecidos frente ao novo componente do corpo, o material da Prótese. As alterações de ordem mecânica propiciam a exposição dos tecidos à passagem de correntes elétricas induzidas advindas de fontes naturais, como descargas atmosféricas, ou de campos eletromagnéticos devidamente aplicados com fins terapêuticos. Se não monitoradas adequadamente, essas correntes elétricas podem desencadear irreversíveis danos neurológicos ao paciente [86].

Situação a ser considerada quando da implantação de Prótese metálica de uso temporário, como os fixadores externos tipo Ilizarov, utilizados para correção e fixação de ossos fraturados [91]. A Fig. 3.11 ilustra um sistema de Prótese Ilizarov, utilizado para redução e estabilização de fraturas, fixando o osso a estruturas metálicas por meio de aros e parafusos ajustáveis [92].

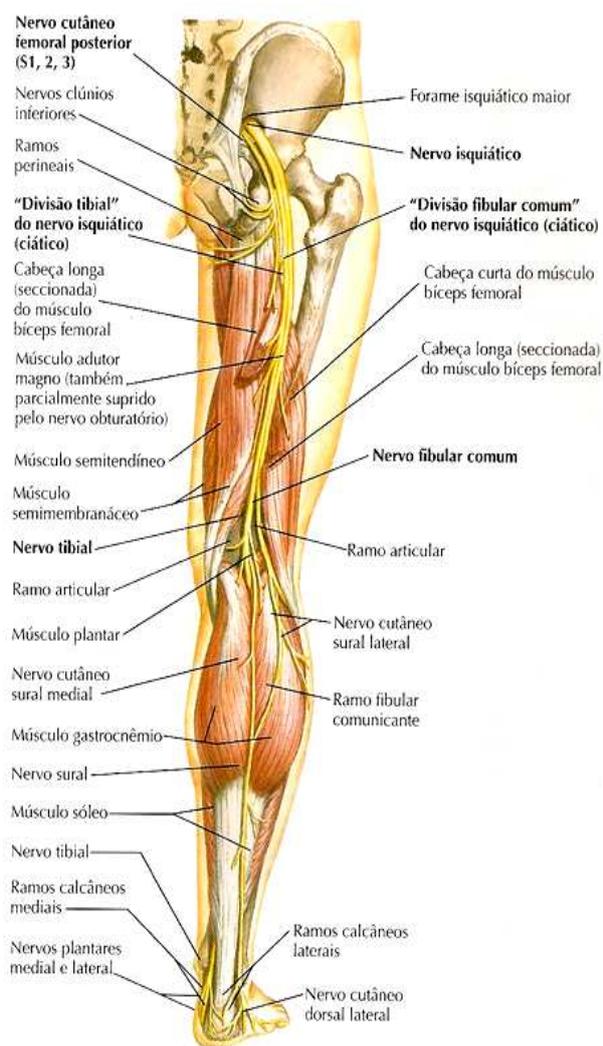
O presente trabalho é focado no volume condutor constituído por parte do membro inferior proximal (coxa) com uma Prótese metálica interna, conectada ao osso, conforme detalhamento nas próximas figuras.



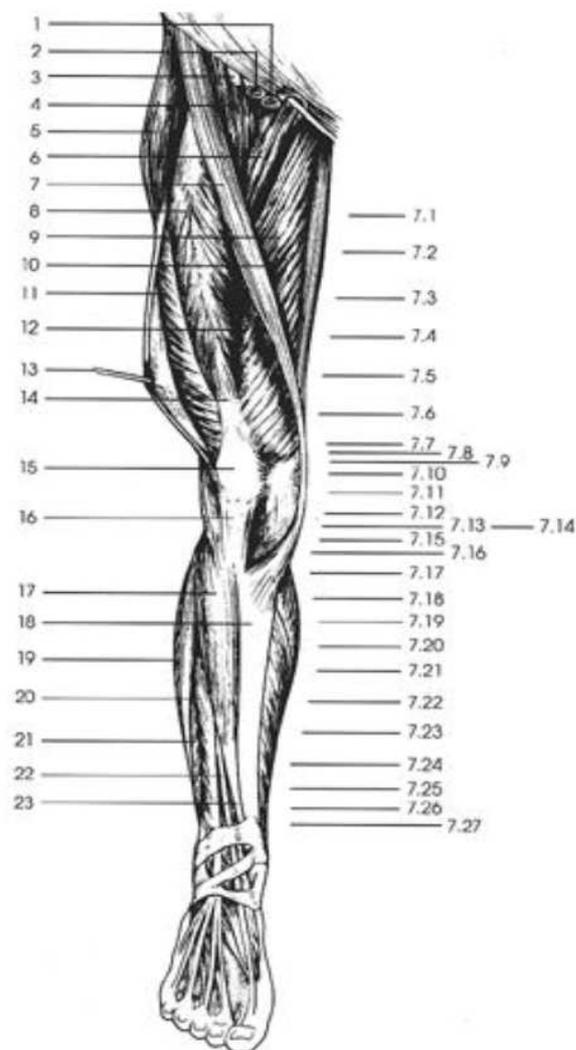
Figura 3.11: Ilustração de aplicação do sistema Ilizarov para fixação de ossos fraturados [92].

A Fig.3.12(a) mostra os nervos ao longo do membro inferior com visão geral dos músculos e o osso fêmur [93]. A Fig. 3.12(b) traz detalhamento das posições de cortes transversais, de 7.1 a 7.27. Essas imagens são públicas [94], disponibilizadas com diversas partes do corpo e cortes. O ponto de interesse para a Tese é o corte 7.1, Fig. 3.12(b), posição da coxa.

Os números destacados na Fig.3.13, relacionada ao corte n.71 da Fig. 3.12(b), referem-se aos diversos elementos biológicos do membro inferior. Com a identificação do número 21 (n.21), tem-se a indicação do maior osso do corpo humano, o fêmur; as diversas separações dos músculos estão identificadas com n.23, 24, 20 e n.2 que cercam o fêmur(21); os números 11, 16 e 17 mostram músculos que circundam o maior nervo do corpo humano, o nervo ciático (nervo isquiático), destacado com o número 18.



(a) Membro inferior com enervação [93].



(b) Membro inferior para detalhe de cortes [94].

Figura 3.12: Ilustração do membro inferior com destaques de nervos e músculos.

Com a visão do membro a ser trabalhado, complementado pela foto de procedimento cirúrgico, mostrado na Fig. 3.14, a Prótese é inserida no volume condutor biológico, conforme detalhes no tratamento do ambiente computacional no próximo capítulo.

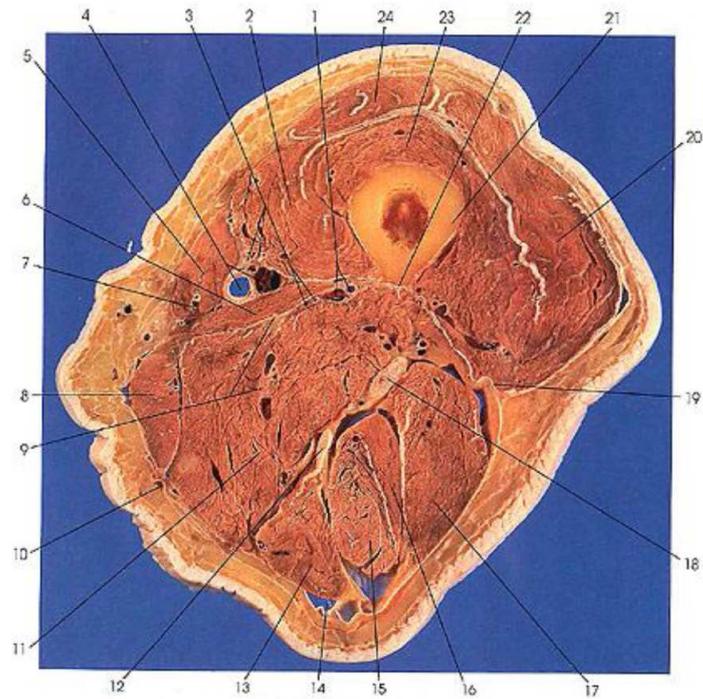
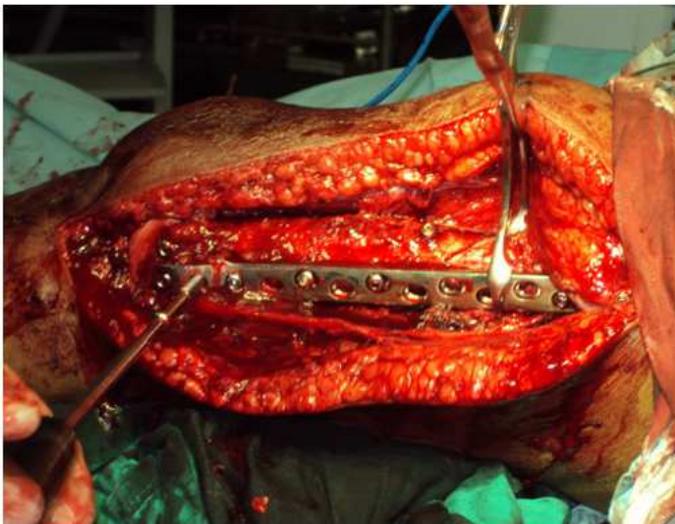


Figura 3.13: Corte transversal membro inferior. Corte n.71 da Fig. 3.12(b) [94].



(a) Cirurgia para recuperação de osso da coxa com implante metálico (Prótese).



(b) Radiografia RX da cirurgia de implante da Prótese.

Figura 3.14: Procedimento cirúrgico para implante de Prótese no fêmur fraturado. (Disponibilizado em: http://daniel-ortosport.blogspot.com/2011_06_01_archive.html).

Capítulo 4

CARACTERIZAÇÃO DO AMBIENTE E MODELO COMPUTACIONAL

4.1 A fonte de campo elétrico

Diversas pesquisas apontam fórmulas para simulações de campos eletromagnéticos originários de descargas atmosféricas e comprovações com as medições com descargas reais em torres. Algumas edificações (torres) estão consagradas para uso de pesquisas sobre detecção e medição dos parâmetros de fenômenos elétricos atmosféricos: CN Toronto Tower (Canadá), Gaisberg Tower (Áustria), Morro do Cachimbo (Minas Gerais, Brasil), San Salvatore (Suíça).

Dentre os trabalhos com formulação matemática para determinação de parâmetros das descargas atmosféricas, destacam-se Andreotti e Martinis [7], Rubinstein e Uman [95, 96], Rachidi e Nucci [97], Ben Rhouman e Auriol [98], Heidler e Cvetié [99, 100], Behzad e Rakov [101], Dib e Haddouche [102], Vernon Cooray [103] e Seyed Mosaddeghi [104]. No Brasil, dentre diversos pesquisadores, citam-se Osmar Pinto e Silvério Visacro [1, 4, 5].

Nos modelos teóricos de caracterização das descargas atmosféricas e observações experimentais, contidas nas referências acima, constata-se a influência do solo e da altura da torre que recebe a descarga em relação ao ponto de medição do fenômeno.

A Fig. 4.1 ilustra uma montagem (*setup*), sem escala, aplicada para medição de campos elétricos e magnéticos de descargas atmosféricas [104].

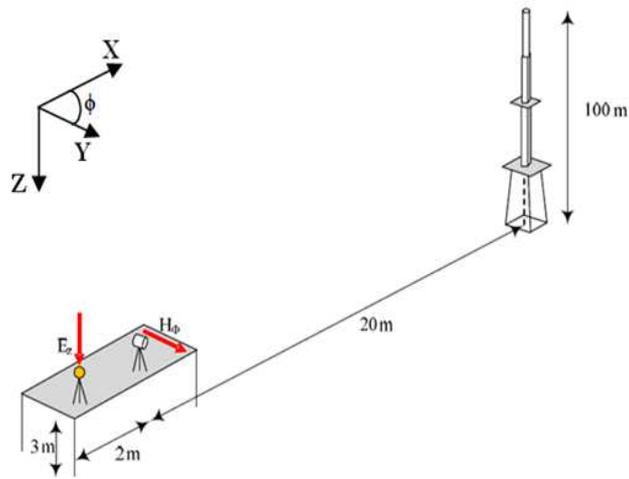


Figura 4.1: Montagem para medição de descargas atmosféricas em torre [104] (adaptado).

Neste trabalho, foi utilizado um campo elétrico vertical com amplitude de 2000 V/m ($E_Z = 2\text{kV/m}$) como fonte de excitação da malha TLM, com forma de onda do modelo padronizado de descarga atmosférica (1,2/50 μs), com dupla exponencial [105, 106]. A referência 1,2/50 significa que a crista da onda é atingida transcorrido o tempo de 1,2 μs da descarga, e seu valor atinge 50% do valor-pico em 50 μs .

Em função da malha, a ser detalhada na próxima seção, e do tempo padrão para a descarga atmosférica, a simulação da forma da onda com a dupla exponencial foi construída com 6.295.708 pontos (mais de 6 milhões e duzentos mil pontos), ilustrada na Fig. 4.2. Cada ponto equivale a um passo de tempo, igual a um Δt .

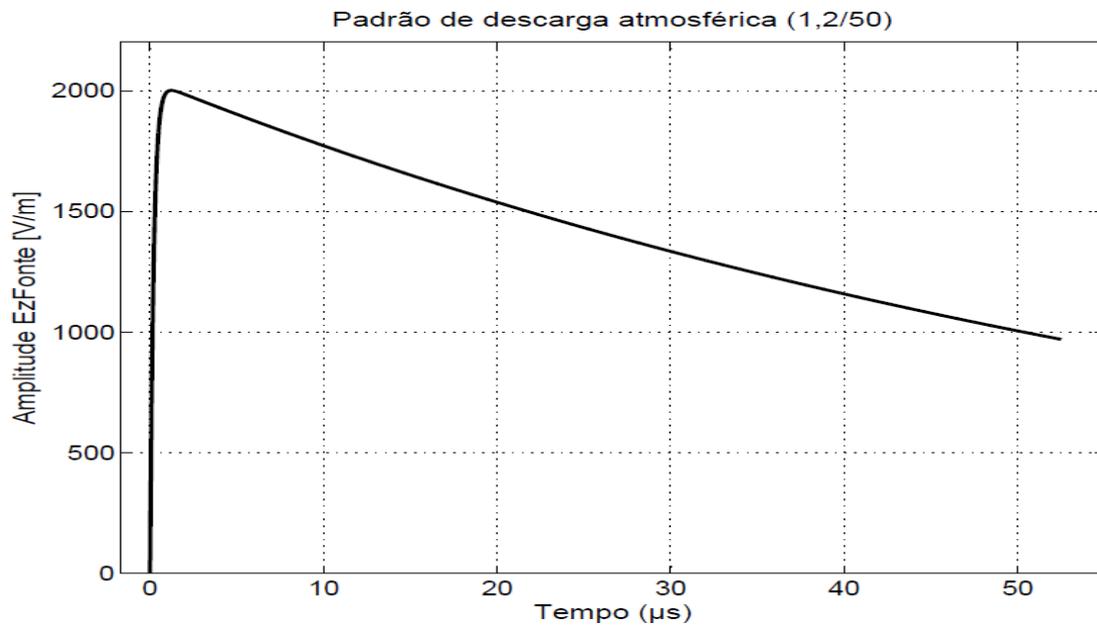


Figura 4.2: Fonte de excitação com forma padrão de descarga atmosférica.

A amplitude da fonte ($E_Z = 2\text{kV/m}$) foi calculada aplicando-se o modelo de Rubinstein e Uman [95] para cálculos de campos eletromagnéticos, considerando uma corrente de 8,7kA, a uma distância linear de 100m da descarga atmosférica. O campo elétrico foi considerado uma onda plana no momento que atingiu o meio sob análise.

Com a fonte de excitação definida, aplicou-se a Transformada de Fourier do pulso da descarga atmosférica com suficiente energia para causar danos e interferências eletromagnéticas. O resultado, concordante com os cálculos apresentados na literatura [105, 106], está mostrado no diagrama de Bode da Fig. 4.3, onde se destaca a variação da amplitude em dB em função da frequência, em radianos por segundo (rad/s).

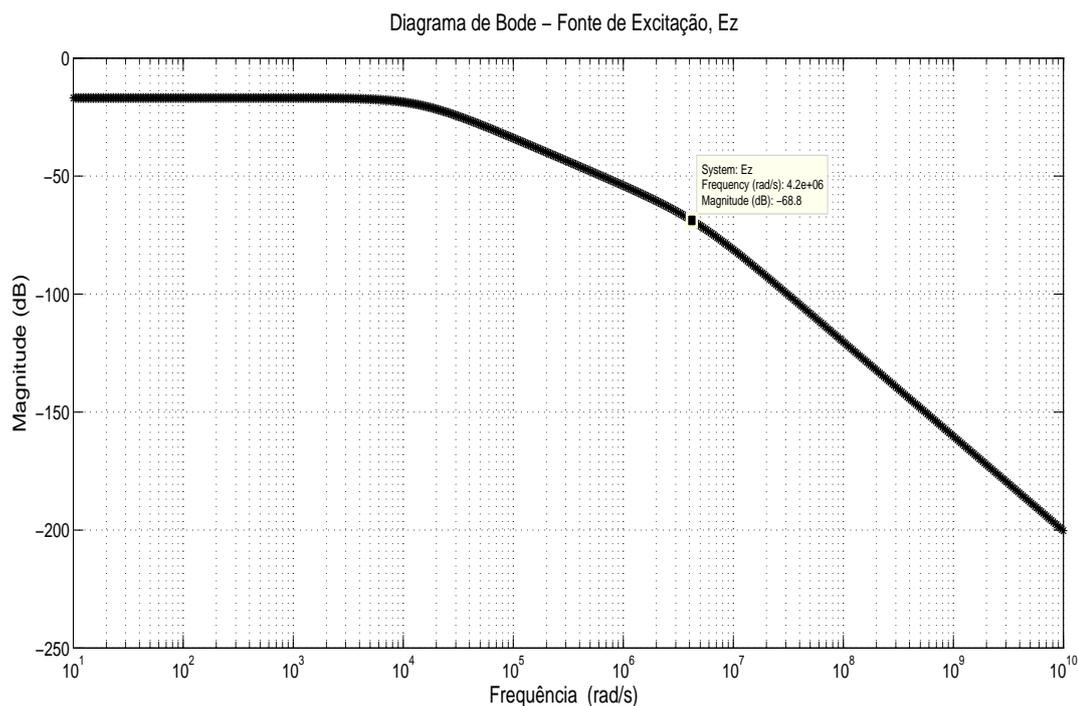


Figura 4.3: Diagrama de Bode para cálculo da frequência da fonte de excitação.

A frequência de 668,5 kHz, correspondente a $4,2 \cdot 10^6$ rad/s, foi tomada como limite, já que a amplitude do pulso cai aproximadamente de 68 dB. A frequência foi usada para determinação dos parâmetros constitutivos dos meios no ambiente computacional.

4.2 Espaço computacional

É conveniente situar os eixos do sistema coordenado com os eixos do corpo humano para efeito de orientação prática, como mostrado na Fig. 4.4, amplamente utilizada em bioeletromagnetismo, conforme detalhe em [76]. Os planos coordenados correspondem aos planos frontal, sagital e transversal. Para corresponder às coordenadas positivas de x, y e z, os planos do corpo devem ser anterior, esquerda e superior, respectivamente. Essa orientação é utilizada para qualquer referência

a posicionamento de cortes do corpo, inclusive dos membros.

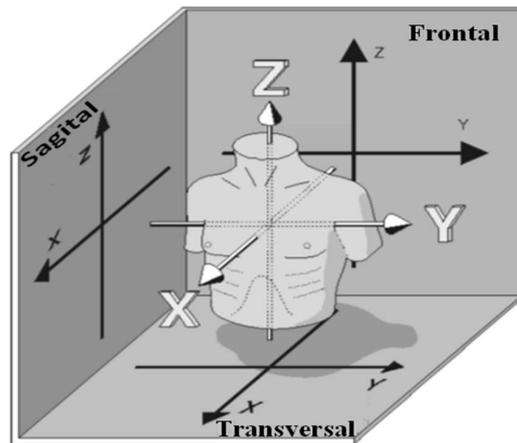


Figura 4.4: Orientação dos eixos do corpo com os eixos do sistema coordenado [76] (adaptado).

O meio biológico que constitui o espaço computacional é parte do membro inferior direito proximal que receberá a Prótese. Para corresponder aos eixos coordenados, a Prótese segue a orientação do corte sagital, parte frontal anterior, com o eixo transversal na base do prisma resultante, ilustrado na Fig. 4.5, sem escala.

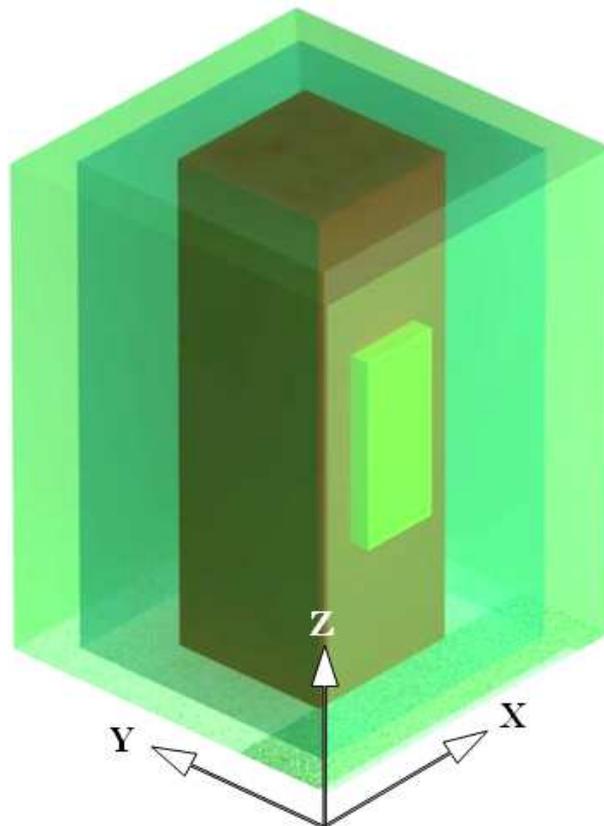


Figura 4.5: Prisma ilustrando volume biológico (sem escala)

Ressalta-se que o material biológico modelado foi discretizado em três componentes (músculo, osso, nervo) definidos em função de suas contribuições nas iterações dos campos eletromagnéticos com a Prótese.

Com as dimensões externas altura (z)=16 cm, largura (x)=11 cm e profundidade (y)=11 cm, todo o meio biológico está encapsulado em um prisma com 19x14x14 cm, proporcionando afastamento do material em estudo de 1,5 cm em cada uma das seis faces do prisma. O espaço do verde-claro indica Ar; o verde-escuro indica músculo; o vermelho indica Osso e o amarelo representa a Prótese, livre do materiais de fixação (parafuso, porcas etc). Um outro componente biológico, o nervo ciático, inserido no músculo, não está destacado nesse esboço. O prisma está posicionado para melhor visualização dos componentes internos, principalmente a Prótese na face sagital, que receberá o campo incidente.

Antes de detalhar a malha para aplicação do método TLM para processamento dos campos eletromagnéticos, vale ressaltar que todos os métodos numéricos estão sujeitos a fontes de erros, por isso devem ser tratados com cautela para se evitar comprometimento com a precisão e confiabilidade das aplicações. No TLM há três fontes de erros principais [39, 45]:

- Erro de truncamento: a resposta do impulso é truncada no tempo, com limitação do número de iterações, por imposição técnica de aplicação;
- Erro de velocidade: relacionado com a dispersão devido à relação entre o tamanho do NÓ ($\Delta\ell$) na malha TLM e o comprimento de onda (λ) do sinal sob análise;
- Erros de discretização da malha: relaciona-se com a densidade da malha (número de NÓS) e a precisão requerida, principalmente para sinais não uniformes, com variações drásticas em cantos e bordas do espaço computacional.

Detalhes dessas fontes de erros podem ser vistos em [40, 43].

A atenção requerida para com as análises dos sinais no meio biológico altamente não homogêneo e as limitações técnico-computacionais, motivaram a definição das malhas nos detalhes a seguir. Em corte transversal, a Fig. 4.6 detalha os elementos em suas posições relativas. A representação do ambiente de estudo vista de frente, na posição de recebimento do sinal de excitação, é mostrada na Fig. 4.7. Todo o prisma ficou com 29 NÓS em x , 29 NÓS em y e 39 NÓS em z , totalizando 32.799 NÓS, como dimensionamento da malha TLM, com $\Delta\ell=5\text{mm}$.

4.3 Excitação da malha e pontos de captação de dados

Considerando inicialmente um meio sem energia, a excitação se configura como o momento de perturbação desse meio com fonte externa. A excitação se efetuada com uma onda plana, com o campo elétrico polarizado em Z (campo E_Z), trafegando na direção y , posição da face maior da Prótese, ilustrada na Fig. 4.5. As condições de fronteiras para a face de excitação (face x - z , em $y = 1$) foram adotadas conforme detalhes na Seção 2.8, ilustrada na Fig. 2.21. Depois da face

de excitação, em todas as fronteiras externas do espaço computacional foram adotadas condições absorventes, com $\Gamma = 0$ [40].

O campo excitante com um pico em 2kV/m, mostrado na Fig. 4.2, equivale a 20V/cm.

Durante o tempo de inspeção, a fonte excitou a malha com incremento de tempo $\Delta t = 8,339 \cdot 10^{-12}$, obtido aplicando-se a Eq. 4.1. Com 1.200.000 iterações ($1,2 \cdot 10^6$ de iterações) o que corresponde a um tempo de efetiva excitação da onda de $t = 10 \cdot 10^{-6}$ segundos ($10 \mu s$), a fonte de excitação atingiu um valor correspondente a 88,65% do valor de pico, na curva descendente, perfazendo cerca de $3,935 \cdot 10^{10}$ (quase 40 bilhões de conexões entre os NÓS), cada programa-código. Dois códigos trabalharam concomitantemente, um com Prótese e outro sem a Prótese, para se estabelecer comparações. O processamento levou cerca de 207 horas de esforço computacional, correspondendo a 8 dias e 15 horas. Cada $1 \mu s$ de processamento correspondeu a 120 mil iterações.

Com a densidade de NÓS e a dimensão do $\Delta \ell$ adotados, reduziram-se significativamente as possíveis fontes de erros de discretização e de velocidade, respectivamente, comprovados com testes iniciais.

A excitação da componente E_z de acordo com as Eqs. 2.31 se deu no plano x-z (de $x=1$ a $x=29$ e de $z=1$ a $z=39$) em $y=1$. A captação dos campos E_x, E_y, E_z e H_x, H_y, H_z , de acordo com as Eqs. 2.39 e 2.41, foi efetuada nas várias regiões de interesse.

Os principais endereços de captação são mostrados a seguir.

- P1 ($X=15; Y=3; Z=20$), no ar, corte sagital anterior.
- P2 ($X=15; Y=6; Z=20$), no músculo, posição sagital anterior, antes da Prótese.
- P3 ($X=15; Y=8; Z=20$), junto à Prótese.
- P4 ($X=15; Y=9; Z=20$), parte interna da Prótese, lado do músculo.
- P5 ($X=15; Y=15; Z=20$), na área central do osso.
- P6 ($X=15; Y=23; Z=20$), no músculo, posição sagital posterior, depois do osso.
- P7 ($X=15; Y=28; Z=20$), no ar, posição sagital posterior.
- P8 ($X=22; Y=14; Z=20$), no nervo ciático.

Os pontos estão indicados nas Figs. 4.6 e 4.7.

A Fig. 4.6 detalha posicionamento dos pontos de captação de sinal, mostrando as fronteiras entre os dielétricos, vista de cima, resultado do corte transversal.

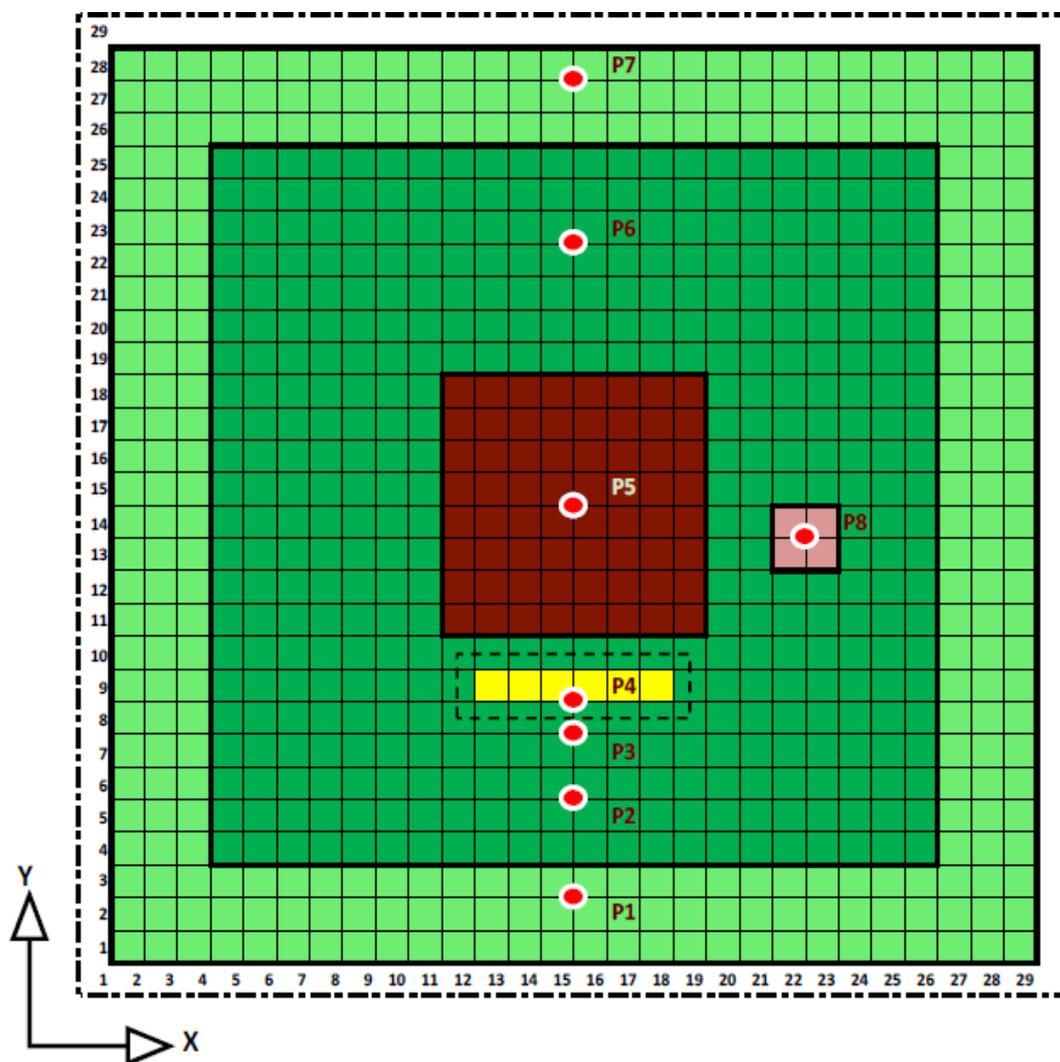


Figura 4.6: Malha TLM Corte transversal, face x-y

Fazendo o contorno da Prótese (destaque em amarelo na Fig. 4.6), no sentido X-Y, os campos magnéticos foram calculados. Com os resultados, aplicou-se a Lei de Ampère. É oportuno ressaltar que os campos contornando a Prótese encontram-se em dois meios dielétricos distintos: músculo (verde-escuro) e osso (vermelho).

O material biológico sob análise, vista em corte sagital, é ilustrado na Fig. 4.7, com destaques para a Prótese em amarelo, o osso em vermelho e o nervo em rosa-claro inserido no músculo (verde-escuro).

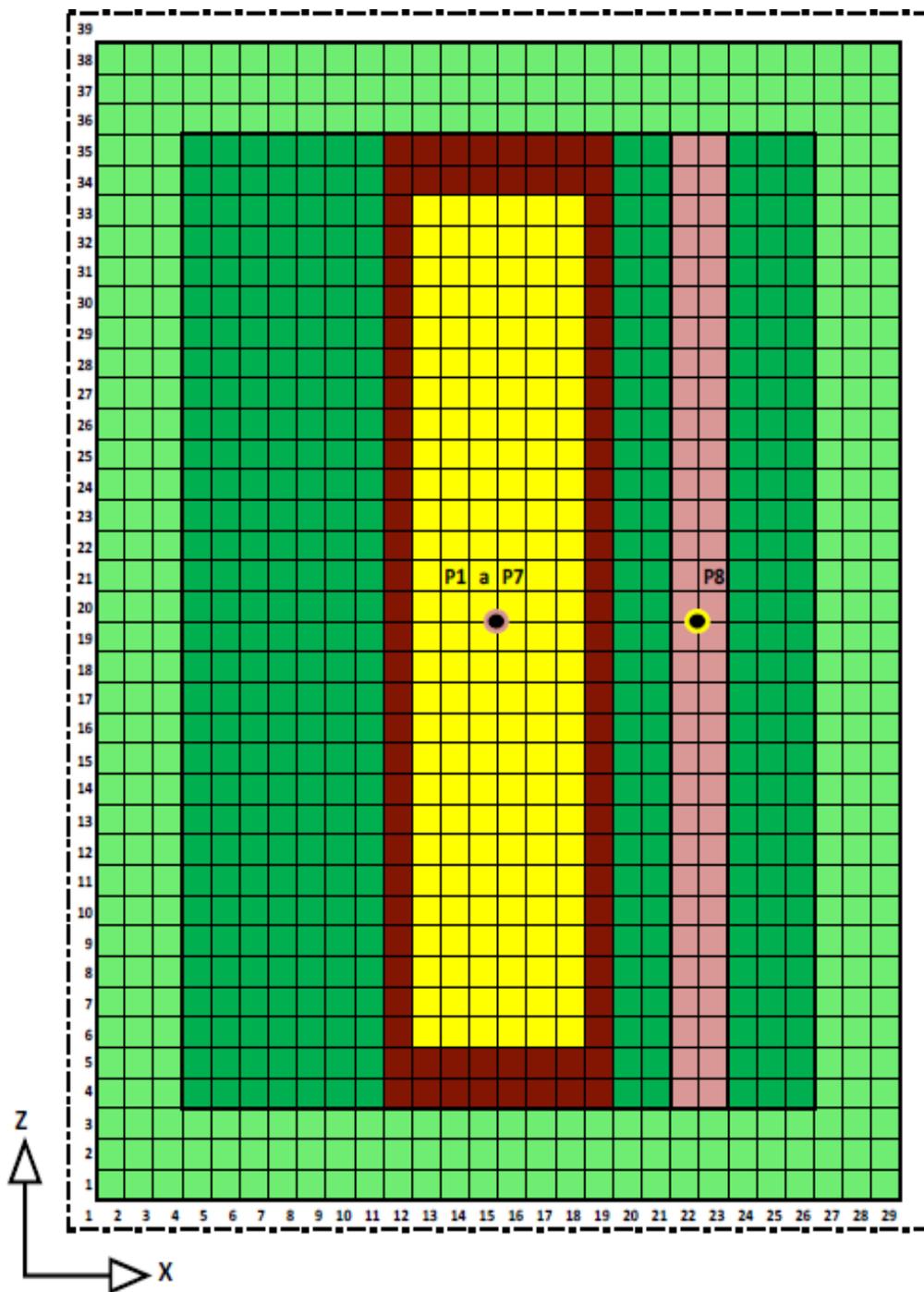


Figura 4.7: Malha TLM Sagital, face z-x

4.3.1 Parâmetros dos meios

Na frequência definida na seção anterior, $F0 = 668,5\text{kHz}$, os parâmetros foram obtidos no *Institute for Applied Physics-IFAC*, disponibilizado em [107], mostrados na Tabela 4.1. Atendendo aos ditames de minimização de erros no método, os cálculos para definição da malha são detalhados a seguir.

Tabela 4.1: Parâmetros dos componentes sob análise (para a frequência de 668,5kHz)

Meio	Condutividade	Permissividade Relativa	Permeabilidade Relativa
Material	σ (S/m)	ϵ_r	μ_r
Ar	0,0	1,0	1,0
Músculo	0,47036	2.802,2	1,0
Prótese	1,789e6	129,5	1,0
Ossos Porosos	0,087962	284,05	1,0
Nervo	0,1183	1.221,1	1,0

Com a frequência-base e com os parâmetros da tabela 4.1, calculou-se cada $\Delta\ell$, discriminado por cada material que constitui sub-regiões homogêneas (ver Fig. 3.10).

Partindo-se da Eq. 2.1, ($u_{TL} = \frac{\Delta\ell}{\Delta t}$) o incremento de tempo na malha, Δt , é calculado, com a velocidade na malha TLM-SCN $u_{SCN} = 2c_0$, para compensar o efeito de retardamento provocado pelos $\Delta\ell$ s que estão perpendiculares à direção normal de propagação da onda, conforme detalhes em [40]. Sendo ($c_0 = 1/(\sqrt{\mu_0\epsilon_0})$) a velocidade no espaço livre.

$$\Delta t = \frac{\Delta\ell}{u_{SCN}} \quad (4.1)$$

Os comprimentos de onda para o espaço livre e para os meios com dielétrico (die) são dados pelas Eq. 4.2.

$$\lambda = \frac{c_0}{f}; \quad \lambda_{die} = \frac{c_0}{\sqrt{\epsilon_r}f} \quad (4.2)$$

Calculando-se cada comprimento de onda e considerando que o $\lambda \geq 10\Delta\ell$, para se garantir um erro de dispersão menor que 2% [40], obtém-se a tabela seguinte.

Tabela 4.2: Comprimento de onda e dimensão de cada $\Delta\ell$ (m)

Grandeza	Ar	Músculo	Ossos porosos	Nervo
Comprimento de onda (λ)	448,46	8,47	26,61	12,83
<i>Link-Line</i> ($\Delta\ell$)	44,84	0,84	2,66	1,28

Considerando-se o menor comprimento de onda no espaço computacional (84 cm) e as dimensões de componentes como a Prótese e o nervo, foi definido o $\Delta\ell = 5$ mm.

Capítulo 5

CAMPOS ELETROMAGNÉTICOS NO VOLUME CONDUTOR COM PRÓTESE: SIMULAÇÃO TLM

Grande parte dos trabalhos em artigos e teses de doutoramento envolvendo meio biológico e campos elétricos traz seu foco em hipertermia e ablação. Taxas de absorção específica dos tecidos (SAR, Eq.1.2) e aquecimento do corpo como forma de tratamento minimamente invasivo de doenças agressivas, como tumores cancerígenos, estão amplamente relatados em [29, 43, 63, 108, 109]. Considerável avanço tem-se observado nessa área de pesquisa envolvendo a Engenharia e a Medicina para cura de doenças desde longas datas [110, 111].

Quando a área de interesse é um tumor, a aplicação de campos eletromagnéticos como coadjuvante no tratamento é sobremaneira relevante. No entanto, as reações do paciente devido aos efeitos colaterais de correntes elétricas induzidas nem sempre são contempladas nos procedimentos, muitas vezes devido à faixa de frequência aplicada.

Nesta Tese, o foco é calcular correntes e campos eletromagnéticos em um volume condutor, como parte de uma pessoa com Prótese metálica (PPM), sem as influências do meio externo, a não ser a fonte de excitação.

A simulação contempla a excitação dos tecidos por um pulso eletromagnético com as características de uma descarga atmosférica, conforme definido no Capítulo 4. De posse de campos e correntes, analisa-se a possível influência nos circuitos bioelétricos.

As simulações foram efetuadas no ambiente técnico-operacional com um computador laptop, Dell Computer XPS, Intel Core i7, com 6 GB de Memória RAM, CPU 2 GHz, com 6 núcleos de processamento. O sistema operacional foi o Windows 7, 64 bits. O programa-código para TLM foi desenvolvido e compilado com MatLab, mesmo software utilizado para gerar parte gráfica.

5.1 Campos ao longo da malha TLM

Precedidas por diversas simulações-teste, as definições de cada posição para captação de dados foram concluídas, com respeito ao volume condutor, eletrofisiologicamente preparado (ver Seção 3.8), circundado por ar, simulando o espaço livre [76, 86].

A onda incidente é considerada plana apenas na face de excitação, no limite do espaço computacional. Como explanado na Seção 2.8, as condições de fronteiras para simular uma onda plana na face de excitação (face x-z, em $y = 1$), ilustrada na Fig. 2.21, requerem que as fronteiras superiores e inferiores, (coordenada Z no sentido de polarização do sinal), possuam coeficiente de reflexão igual a -1 ($\Gamma = -1$), e fronteiras laterais iguais a +1 ($\Gamma = +1$) e fronteiras no sentido de propagação feitas iguais a zero (fronteiras absorventes, $\Gamma = 0$). Depois da face de excitação, em todas as fronteiras externas do espaço computacional foram adotadas condições absorventes, com $\Gamma = 0$ [40, 58].

Antes de atingir o meio biológico, no ponto de captação P1, conforme endereços definidos na Seção 4.3, a onda tem a característica mostrada nas Figs. 5.1 e 5.2, para as componentes E_z e H_x , respectivamente, responsáveis pela iluminação da malha TLM.

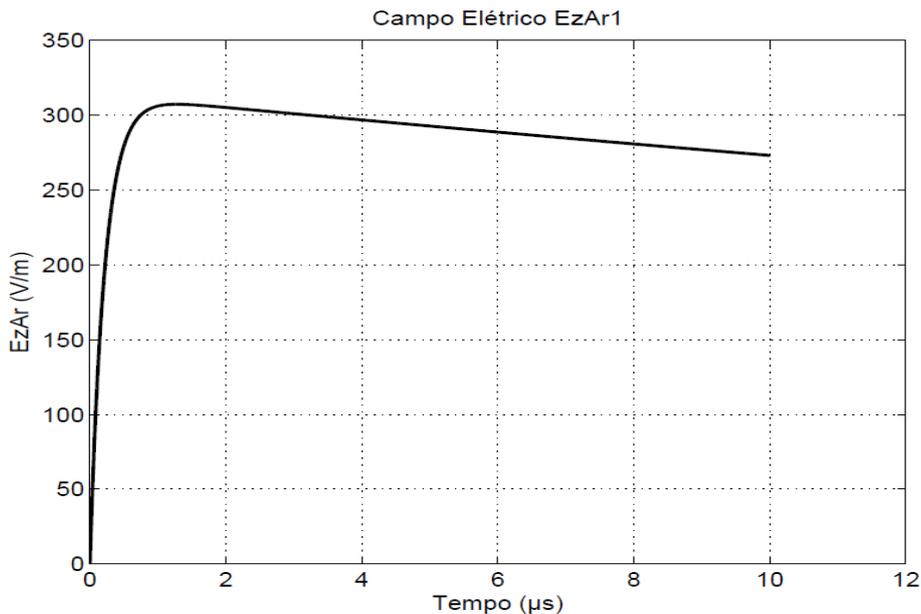


Figura 5.1: Campo Elétrico E_z para iluminação da malha TLM, captação no ponto P1.

Nota-se a redução da amplitude da fonte de excitação E_z mostrada na Fig. 4.2, resultado das interações com os meios vizinhos, que são dielétricos com perdas (ver figuras na Seção 2.8) e pelas condições de contornos, barreiras absorventes logo após a face de excitação, conforme explanado acima. Pelo modelo adotado de malha TLM e fonte de excitação, seriam necessárias mais de 6 milhões de iterações para um maior decaimento das curvas, observadas nas Figs. 5.1 e 5.2, o que demandaria majoração considerável de tempo de processamento.

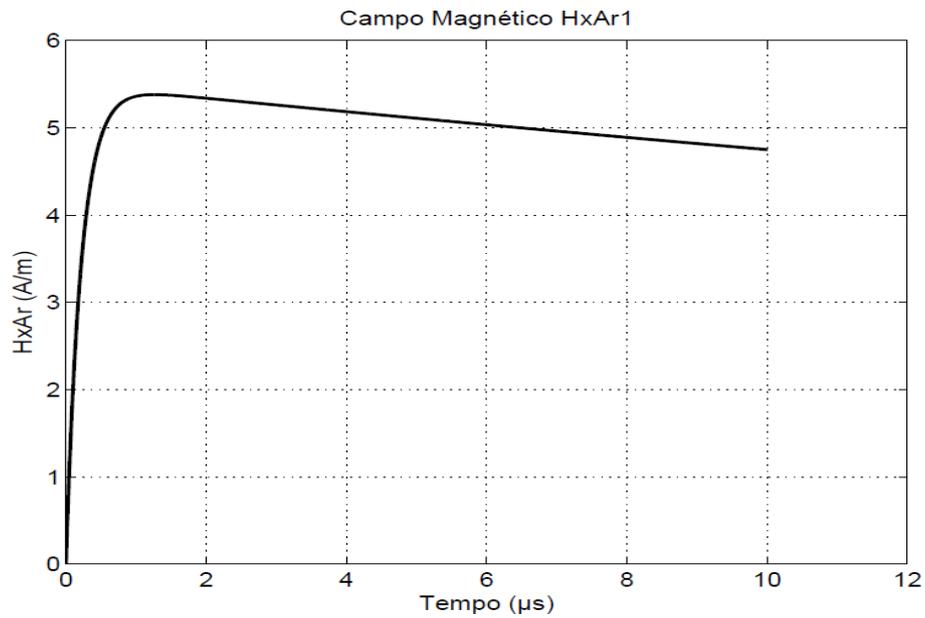


Figura 5.2: Campo Magnético H_x para iluminação da malha TLM, captação no ponto P1.

O campo magnético mostrado na Fig. 5.2 não sofreu qualquer redução, pois os materiais dielétricos não têm perdas magnéticas. Observa-se o surgimento do campo magnético H_y , em amplitude bem reduzida, conforme a Fig. 5.3, como consequências das reflexões nos dielétricos.

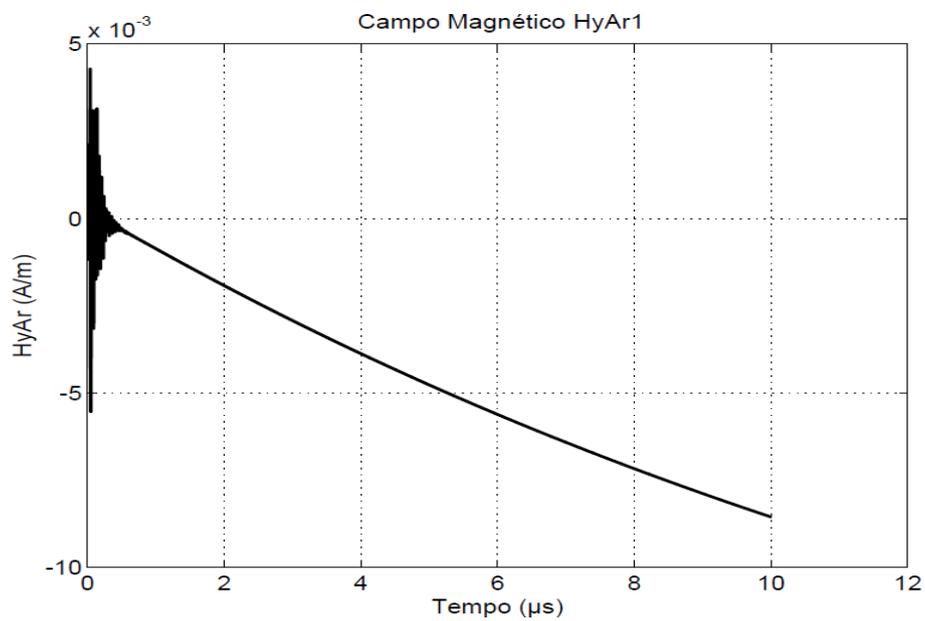


Figura 5.3: Campo Magnético H_y resultado das reflexões (ponto P1).

O campo magnético H_y surge depois do tempo de processamento equivalente a cerca de 1.500 iterações, como mostrado na Fig. 5.4.

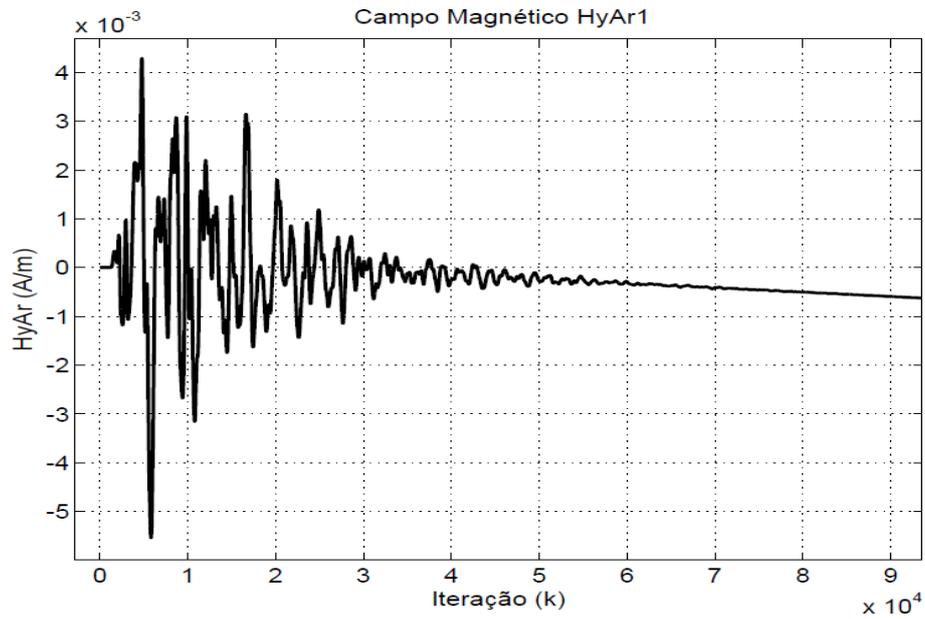


Figura 5.4: Campo Magnético H_y em escala ampliada, captação no ponto P1.

Mantendo a direção da propagação, corte frontal esquerda-direita, o pulso atinge o dielétrico músculo, cujos campos E_z e H_x são captados no ponto P2, Fig. 5.5. Observa-se significativa redução da amplitude, comparada com os campos mostrados nas Figs. 5.1 e 5.2.

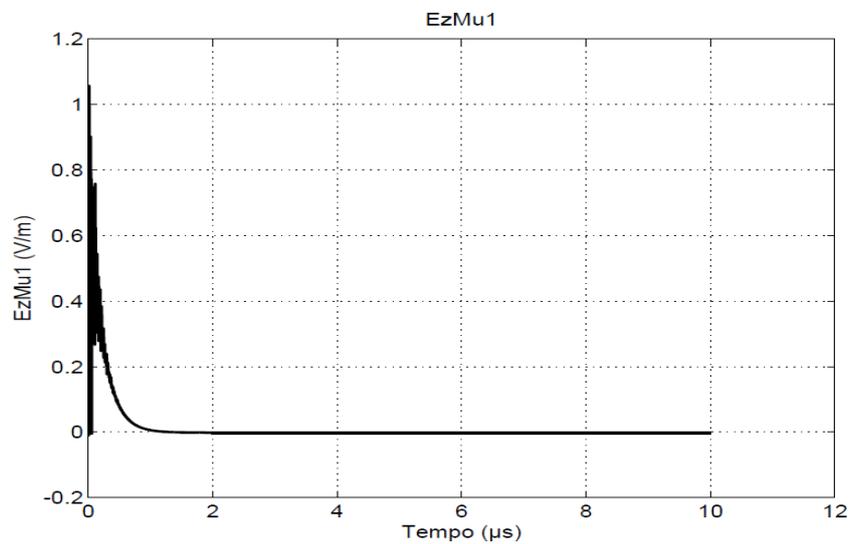


Figura 5.5: Campo elétrico no músculo (E_{zMu1}), posição sagital anterior antes da Prótese.

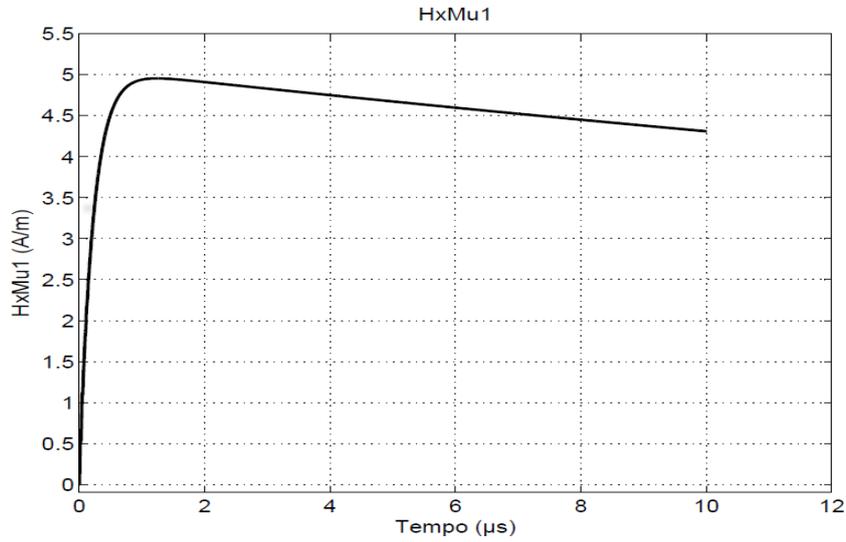


Figura 5.6: Campo magnético na posição sagital anterior do músculo (H_x) antes da Prótese.

O comportamento do campo elétrico diferencia do comportamento do campo magnético ao atingirem o mesmo dielétrico. A onda trafega de um dielétrico com relativamente baixa permissividade (o ar) para o dielétrico músculo com alta permissividade relativa ($\epsilon_r = 2.802,2$), cerca de 74 vezes a permissividade do espaço livre, este com uma condutividade igual a zero, enquanto o músculo apresenta condutividade $0,47$ (S/m) (Tab. 4.1). A permeabilidade relativa para esses dois meios é $\mu_r = 1$, o que leva o campo magnético a não sofrer redução significativa.

Para melhor visualização, o sinal do campo elétrico no momento da captação no músculo é mostrado na Fig. 5.7, em escala ampliada com detalhes para o decaimento de sua amplitude e os transientes, uma vez que o meio é altamente dissipativo e não homogêneo. Transientes por indução eletromagnética procedente de descargas atmosféricas podem ser vistos em [104, 112].

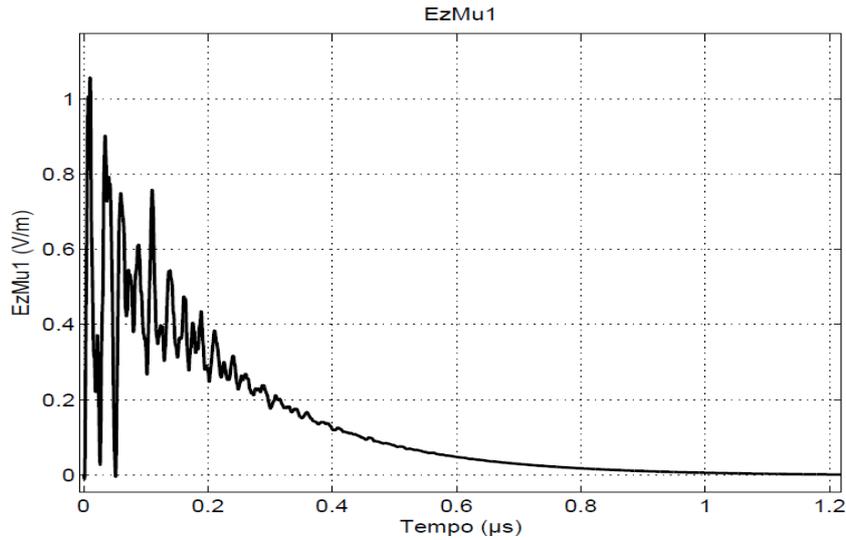


Figura 5.7: Campo elétrico no músculo no primeiro microssegundo, com vista ampliada.

Na sequência, os campos elétricos e magnéticos foram calculados no centro da massa óssea, no tecido muscular na posição frontal posterior e no espaço livre na parte final da malha, pontos P5, P6 e P7, respectivamente. As figuras a seguir ilustram esses campos.

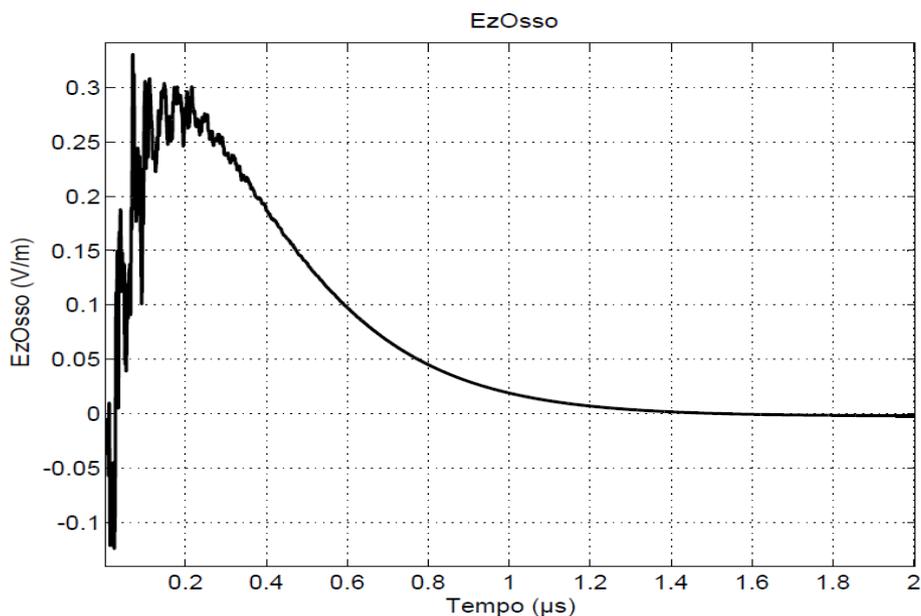


Figura 5.8: Campo elétrico E_z no osso. Centro do modelo computacional.

A Fig. 5.8 mostra o campo elétrico no centro da massa óssea, ponto P5, com detalhes para os primeiros dois microssegundos. Há tendência de anulação do campo na propagação da onda no meio com perdas.

O campo magnético no osso, mostrado na Fig. 5.9, segue sem alterar sua forma de onda, apresentando uma pequena atenuação em relação ao campo excitante.

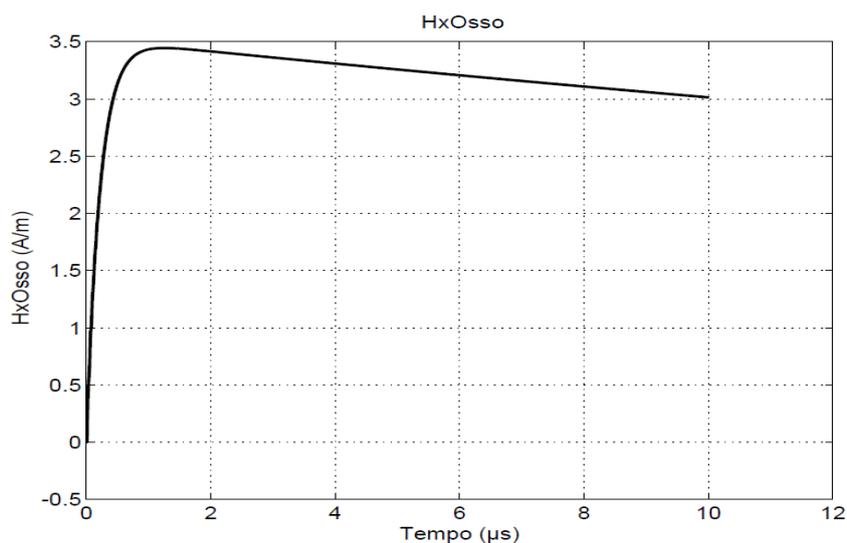


Figura 5.9: Campo magnético na massa óssea, centro do modelo computacional.

Ainda no osso, observa-se o campo H_y na Fig. 5.10, com a inversão de polaridade devido a reflexões nas interfaces.

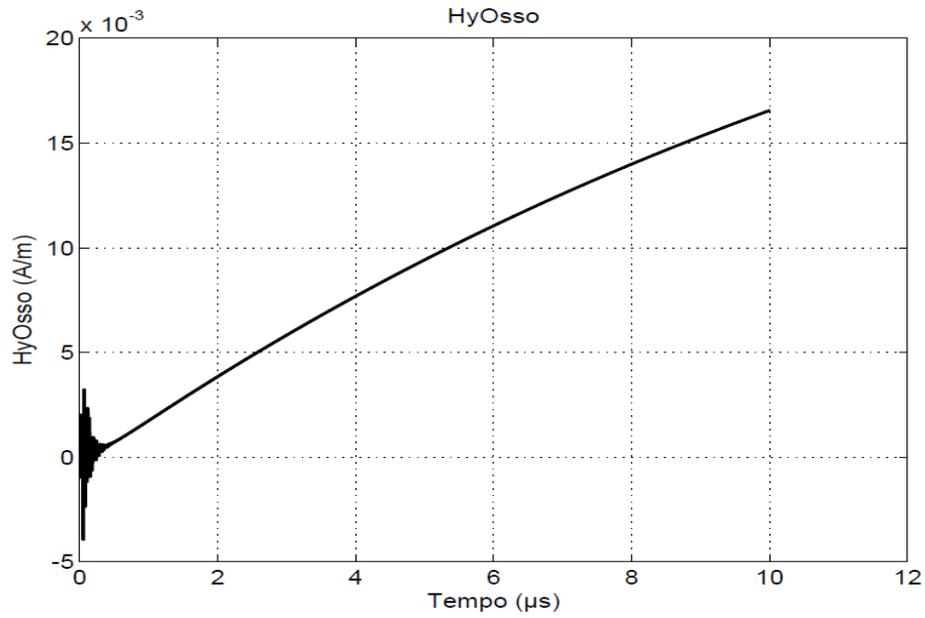


Figura 5.10: Campo magnético H_y na massa óssea, centro do modelo computacional.

Na Fig. 5.11 vista ampliada do campo H_y , nos primeiros dois microssegundos, o que corresponde a 240.000 iterações.

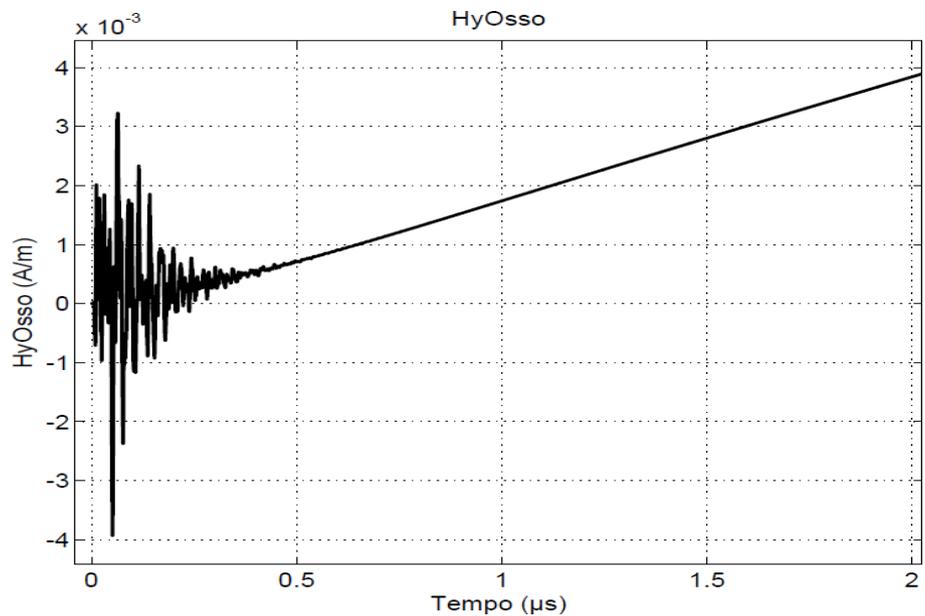


Figura 5.11: Campo H_y no osso em escala ampliada, em 240.000 iterações.

A Fig. 5.12 mostra comportamento do campo elétrico captado no início, ponto P1, e no final da malha, ponto P7, conforme Fig.4.6.

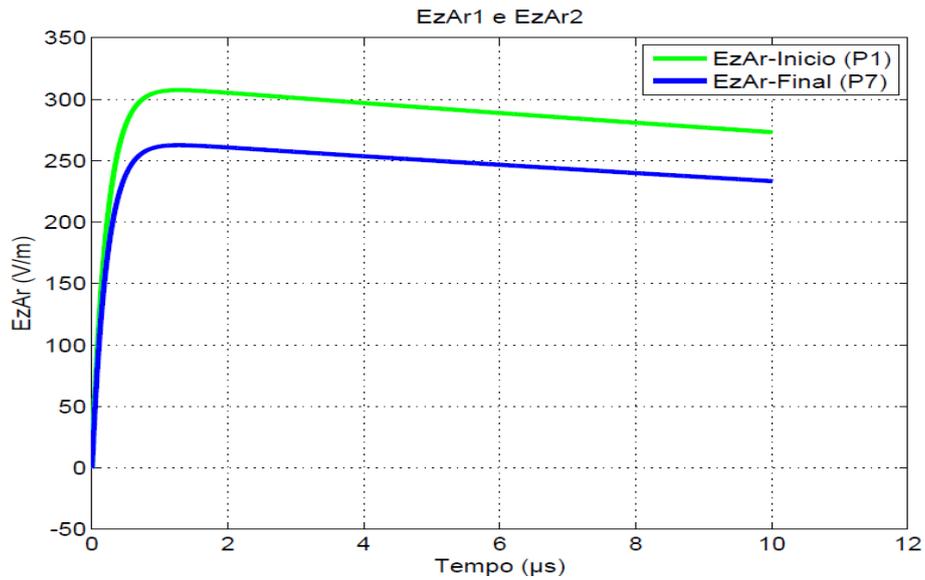


Figura 5.12: Campo elétrico no espaço livre E_z no início e no final da malha TLM.

Observando a Fig. 5.12, percebe-se que o campo E_z mantém o formato da onda, tanto no ponto P1 quanto no ponto P7, mesmo depois de trafegar pelos dielétricos com perdas, onde houve distorções e redução acentuada das amplitudes. Vale ressaltar que o volume biológico é circundado por ar, portanto espaço livre, o que leva a menor redução das amplitudes e a consistência na forma da onda.

Percebe-se, também, um atraso entre o E_z 1 e E_z 2, equivalente a cerca de 120 iterações, desde a captação no ponto P1 e a captação no ponto P7, conforme detalhado na Fig. 5.13.

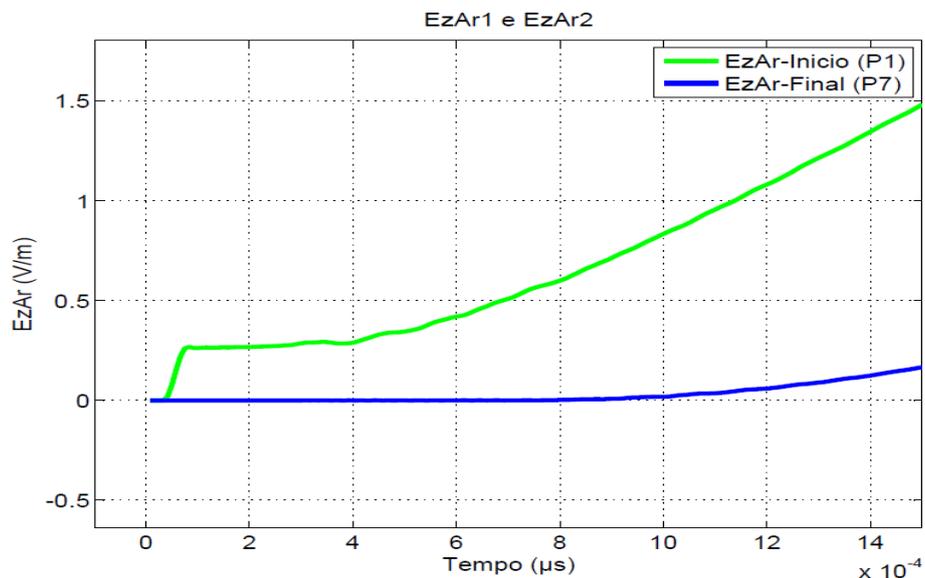


Figura 5.13: Posição dos campos E_z 1 e E_z 2 no tempo de propagação na malha TLM.

A Fig. 5.14 mostra componentes do campo magnético H_x ao longo da malha TLM, nos pontos P1, P2, P5, P6, P7 e P8, de acordo com distribuição das coordenadas de captação detalhadas na Fig. 4.6. Nota-se que em função das proximidades dos pontos P5 e P8 na coordenada em y , na direção da propagação, os valores das componentes de campo são muito similares.

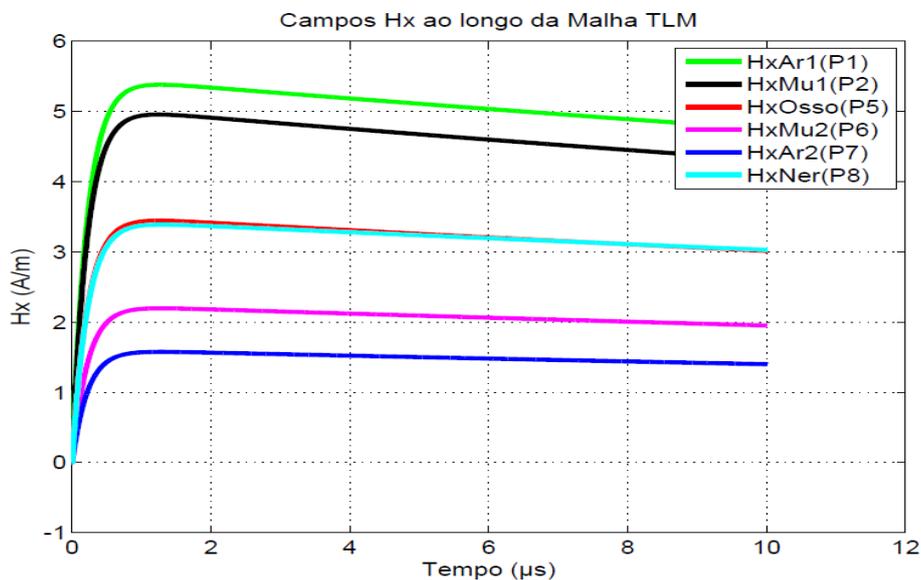


Figura 5.14: Campos magnéticos H_x ao longo da malha TLM.

A Fig. 5.15 mostra componentes do campo elétrico E_z nos tecidos biológicos ao longo da malha TLM, nos pontos P2, P3, P5, P6 e P8, de acordo com distribuição das coordenadas dos endereços de captação detalhadas na Fig. 4.6.

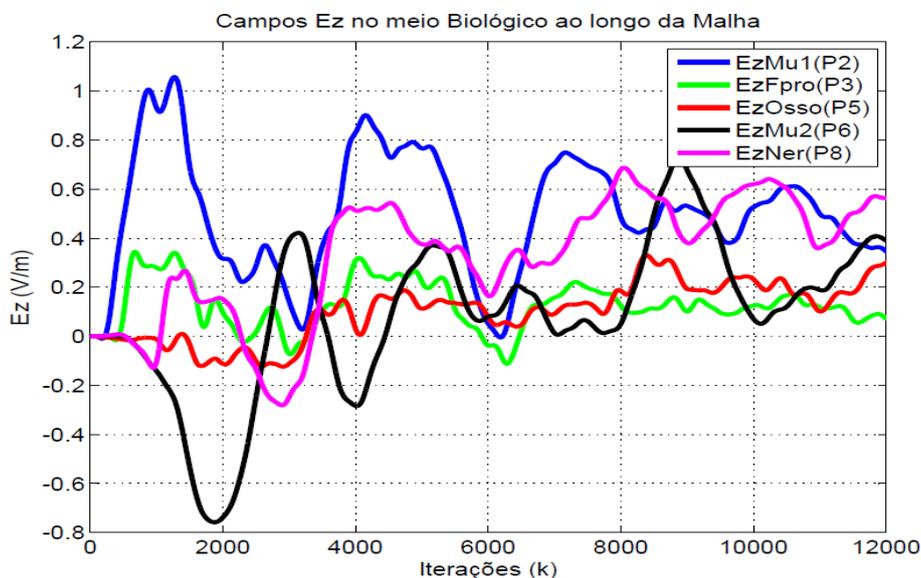


Figura 5.15: Campos elétricos E_z no meio Biológico, ao longo da malha TLM.

Oscilações nos sentidos e nas amplitudes são observadas em cada tecido, no mesmo momento da captação da onda.

5.2 Campo elétrico na Prótese

A Prótese é composta por liga de titânio, classificado como material paramagnético, não condutor perfeito, formando material biocompatível, pois apresenta boa aceitação pelo organismo. Possui condutividade $\sigma = 1,789 \cdot 10^6$ (S/m), permissividade relativa $\epsilon_r = 129,5$ e permeabilidade relativa $\mu_r = 1$ (Tab. 4.1).

A Prótese está inserida no músculo, fixada no osso, circundada por material biológico com diferentes propriedades dielétricas, o que propicia campos eletromagnéticos variados em todo o seu contorno. Na face x-y da Prótese, corte sagital (ponto de captação P4), a componente de campo elétrico E_z foi obtida, conforme mostrada na Fig. 5.16.

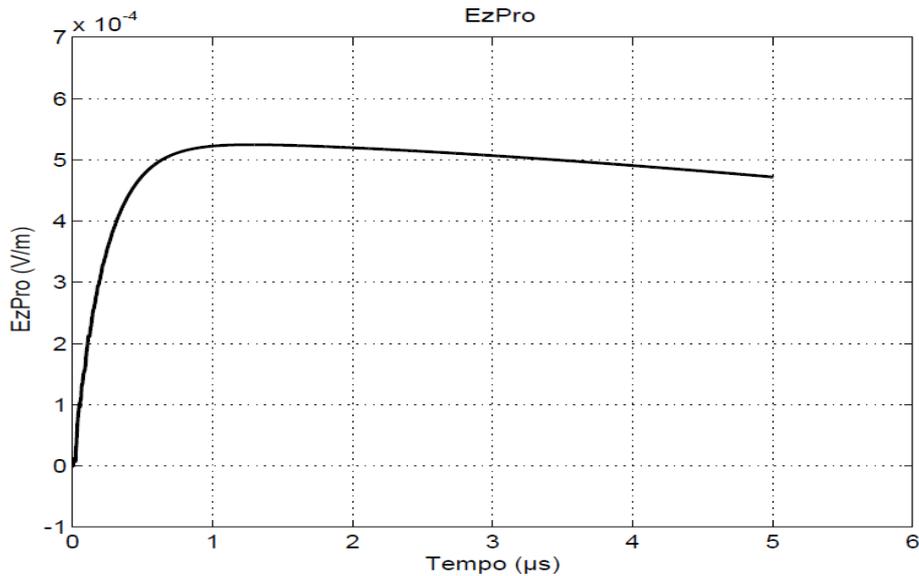


Figura 5.16: Campo elétrico E_z na face da Prótese.

A valor de pico do campo elétrico, $E_z = 5,25 \cdot 10^{-4}$ (V/m), bastante reduzido pela atenuação do condutor da Prótese, conforme esperado,. Pela alta condutividade, a Prótese carregará uma densidade significativa de corrente, a ser calculada no Capítulo 6.

Dados de campo elétrico e de campo magnético são mostrados na Tabela 5.1, como dados-resumo. Os valores entre parênteses referem-se aos dados captados na ausência da Prótese no volume biológico, para efeito de comparação.

A Tabela 5.1 mostra os valores máximos das componentes de campo elétrico E_z e de campo magnético H_x ao longo da malha TLM, nos pontos P2, P4, P5, P6 e P8, de acordo com distribuição das coordenadas de captação detalhadas na Fig. 4.6. Nota-se que em função das proximidades dos pontos P5 e P8 na coordenada em y, direção da propagação, os valores das componentes de campo são muito similares. No ponto P4, na face da Prótese, adicionalmente aos campos, as correntes elétricas são computadas (detalhes no Capítulo 6).

Tabela 5.1: Resumo de campos e correntes ao longo do meios Biológico

Ponto	Local	E_z (V/m)	H_x (A/m)	J_z (A/m ²)	I (mA)
2	Músculo1	1,10	4,96	NA	NA
		(2,28)	(4,78)	NA	NA
4	Prótese	$5,25 \cdot 10^{-4}$	1,92	938,55	140,78
		(1,71)	(4,24)	(0,81)	($1,21 \cdot 10^{-4}$)
5	Osso	0,33	3,45	NA	NA
		(1,06)	(3,29)	NA	NA
6	Músculo2	0,76	2,20	NA	NA
		(0,89)	(2,18)	NA	NA
8	Nervo	0,73	3,39	NA	NA
		(1,37)	(3,46)	NA	NA

Observações: NA = Não Avaliado. Valores sem a Prótese estão indicados entre parênteses.

As denominações Músculo1 e Músculo2 referem-se a posicionamentos físicos diferentes, porém, fazem parte do mesmo material biológico. Quando o dados são coletados sem a Prótese, os mesmos endereços no volume condutor são considerados quando com a Prótese, para efeito de captação dos campos.

Capítulo 6

INFLUÊNCIA DA PRÓTESE NO MEIO BIOLÓGICO

Neste trabalho, pessoa portadora de Prótese (PPM) é considerada qualquer pessoa possuidora de parte metálica internamente no seu corpo para fins de correção de sua condição biomecânica ou recuperação de funções, devido a fraturas ósseas ou degeneração da coluna vertebral. A Prótese é um elemento passivo para auxiliar no desempenho do corpo, diferentemente dos dispositivos AIMD (*active implanted medical device*), como marca-passo cardíaco, neuroestimuladores implantados, bombas de infusão de insulina, desfibrilador implantável entre outros [113].

As correntes, vistas a seguir, são uma medida da contribuição da Prótese quando inserida em um meio biológico, o volume condutor. A Prótese metálica, intimamente envolvida com os tecidos, cria uma perturbação de ordem espacial, mecânica e quando sob interferências, desencadeia perturbação elétrica. Sob essa ótica, serão analisadas as possíveis contribuições da Prótese no circuito bioelétrico, quando conscientemente excitada ou quando a excitação advém de descargas atmosféricas.

Para evidenciar a influência da Prótese em meio biológico, simulações foram efetuadas contemplando duas situações para cálculo de correntes: ausência e presença da Prótese. Com o volume condutor representado pelo Prisma da Fig. 4.5, considera-se que a Prótese foi retirada e calcula-se a corrente induzida por uma descarga atmosférica, conforme delineado no Cap. 4, com a região do músculo em análise delimitada pelas coordenadas: $x=12$ a 18 ; $y=9$ a 10 e $z=20$, formando uma superfície no corte transversal, com ponto central em z .

Inicialmente, foram calculadas as densidades volumétricas de corrente, \mathbf{J}_z , aplicando-se a Eq. 6.1, referente à Lei de Ohm [22, 23].

$$\mathbf{J}_z = \sigma \mathbf{E} \quad (6.1)$$

onde \mathbf{J}_z é a densidade de corrente volumétrica (A/m^2); σ , a condutividade do material (S/m) e \mathbf{E} é o campo elétrico resultado do processamento do TLM-SCN.

As Figs. 6.1 e 6.2 mostram as densidades de correntes (J_z) sem e com a Prótese, respectivamente. Enquanto a superfície sem a Prótese possui uma densidade de corrente com um máximo de $0,81 \text{ A/m}^2$, a Prótese detém um valor de pico de $938,55 \text{ A/m}^2$, cerca de 100.000 %.

O comportamento da onda da Fig. 6.1 segue a forma observada no campo elétrico no músculo, com oscilações no início e seguido por acentuado amortecimento.

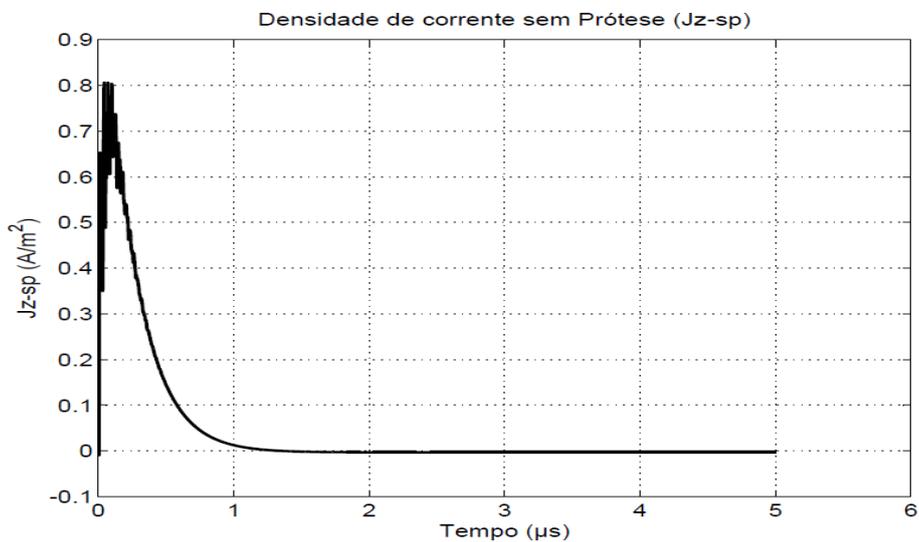


Figura 6.1: Densidade de corrente no músculo, local da Prótese (J_{z-sp}).

A densidade de corrente na Prótese, mostrada na Fig. 6.2, apresenta uma queda suave, com uma variação seguindo a forma de onda da excitação.

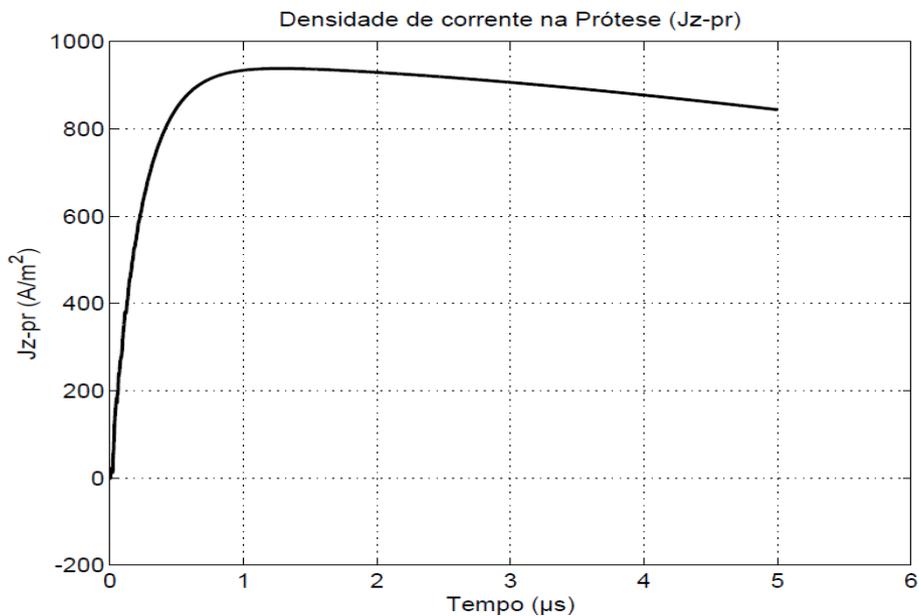


Figura 6.2: Densidade de corrente na Prótese (J_{z-pr}).

Observa-se na Fig. 6.3 a densidade de corrente na Prótese na escala de mA/cm², forma comum de apresentação de densidades de correntes em bioeletromagnetismo e estimulação de tecidos [21, 76].

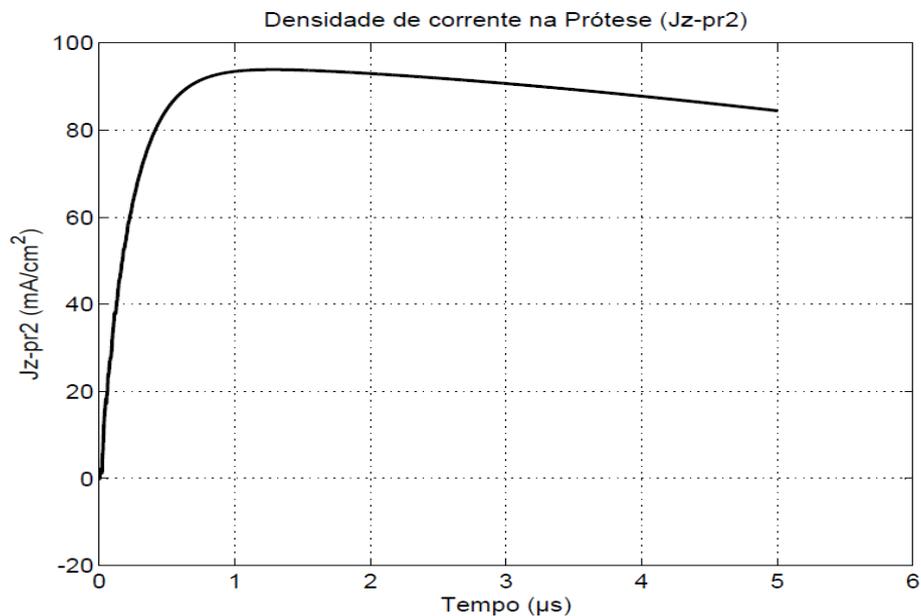


Figura 6.3: Densidade de corrente na Prótese (J_{z-pr2}) em mA/cm².

Admitindo-se a densidade de corrente uniformemente distribuída na seção reta do condutor, para efeito de comparação, calculam-se as correntes pela Eq. 6.2. Os resultados são apresentados nas Figs. 6.4 e 6.5.

$$I = J \cdot S \quad (6.2)$$

onde J é a densidade de corrente volumétrica em A/m² ou em mA/cm²; S é a seção transversal do elemento condutor em análise, no sentido da corrente I , mesmo sentido de J [23, 22].

Uma corrente de condução foi calculada no espaço equivalente ao espaço ocupado pela Prótese, utilizando o campo elétrico obtido pelo TLM, no mesmo ponto de captação da face da Prótese, com os parâmetros constitutivos do próprio músculo. Esse cálculo mostra-se relevante como um dado numérico para comparação com os cálculos efetuados quando a Prótese está inserida no volume biológico.

A Fig. 6.4 mostra o comportamento da corrente no meio discretizado da fatia do músculo, como se fosse isolado do restante do volume biológico, para efeito de análise. Como um meio com perdas que é o músculo, há um amortecimento da onda, com oscilações na parte inicial e tendência à anulação do campo.

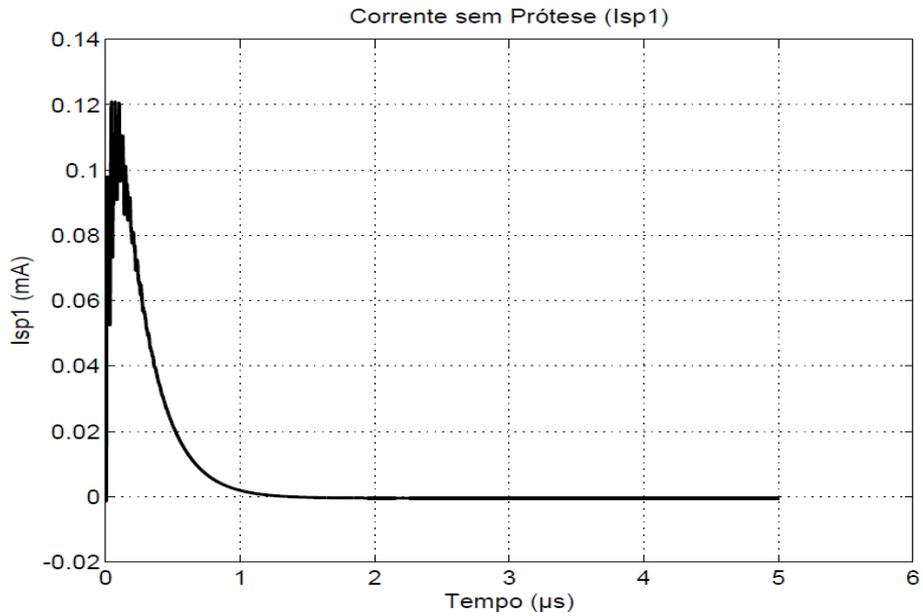


Figura 6.4: Corrente calculada no volume sem Prótese (Isp1).

A Fig. 6.5 mostra a corrente na Prótese, tendo como base o campo elétrico induzido na face do próprio implante metálico. Nota-se considerável aumento da corrente, com as possibilidades das influências nos tecidos celulares, uma vez que a Prótese é totalmente envolvida por fibras do músculo esquelético.

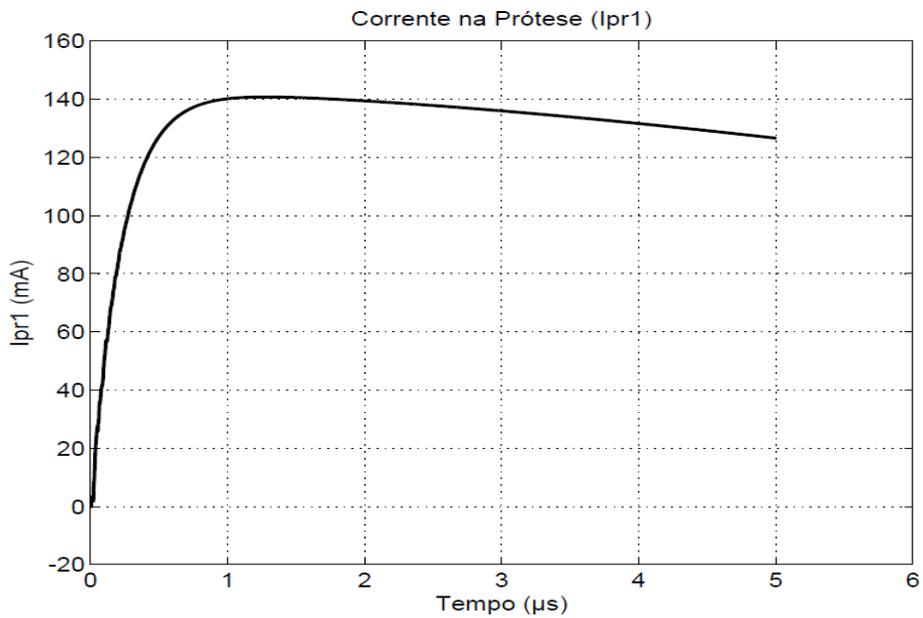


Figura 6.5: Corrente na Prótese (Ipr1).

Observa-se, pelas Figs. 6.4 e 6.5, que, enquanto a corrente sem a Prótese tem seu valor máximo de 0,12 mA, o valor da corrente na Prótese atinge um pico de 140,78 mA, o que equivale a cerca de 1.100 vezes maior.

Mais uma evidência da influência da Prótese no meio biológico é mostrada na Fig. 6.7 quando comparada com a Fig. 6.6. O local da Prótese vista no plano x-y, nas coordenadas $x = 12$ a 18 e $y = 9$ a 10 , não é identificada na Fig. 6.6.

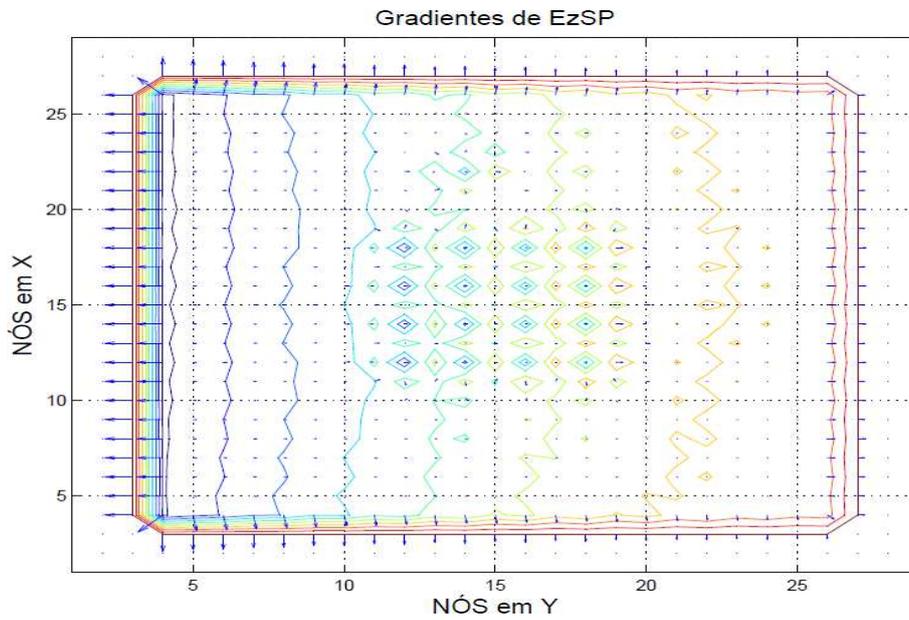


Figura 6.6: Gradientes do Campo Elétrico E_z sem a Prótese.

A Prótese inserida no volume biológico é destacada pelos evidentes gradientes do campo elétrico, na vista do plano x-y, nas coordenadas $x = 12$ a 18 e $y = 9$ a 10 , mostrada na Fig. 6.7.

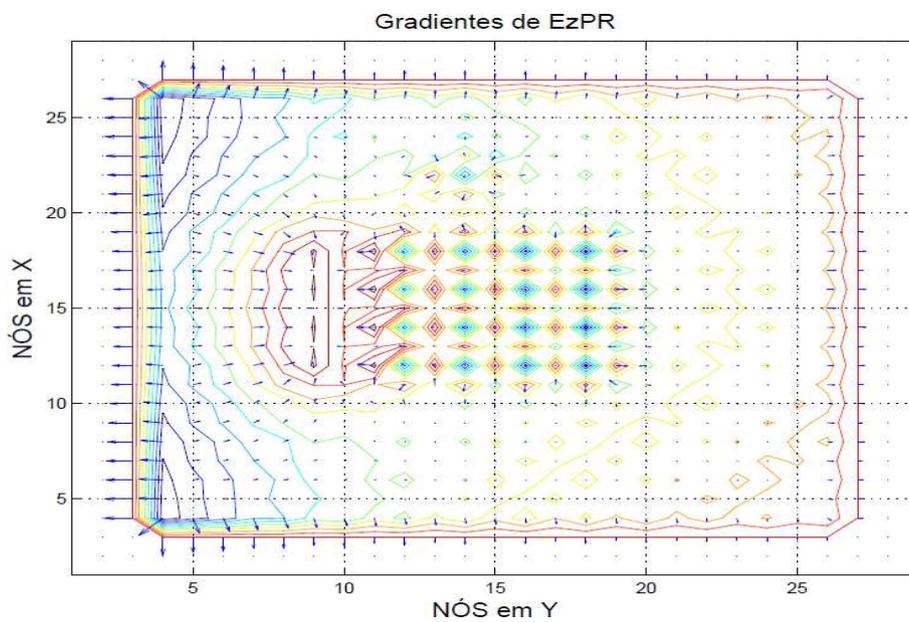


Figura 6.7: Gradientes do Campo Elétrico E_z com a Prótese..

Ressaltam-se que esses registros foram tomados depois de transcorridos 600.000 iterações,

quando os valores dos campos excitantes já se encontravam na curva depois dos respectivos valores máximos.

Analisando os resultados, fica evidenciada a criação desordenada de correntes no meio biológico devido à Prótese, o que se configura, portanto, causador de estímulo em potencial, conforme discutido em capítulos anteriores. Importante ressaltar, ainda, que não é apenas a diferença de correntes apontadas que se configura a perturbação inserida pelo implante metálico. Há diversas alterações oriundas de reflexões, a partir do metal, interferindo nos parâmetros endógenos, dos circuitos bioelétricos, o que poderá fazer parte dos desdobramentos desta Tese.

6.1 Estimulação de tecidos

A menor amplitude de corrente necessária para que a tensão da membrana atinja seu limiar é chamada de corrente Reobase. Isto é, a reobase é considerada o menor valor do estímulo para que a célula excitável crie potencial de ação ou haja contração muscular. Com esse estímulo, a duração requerida é considerada longa. O tempo necessário para se atingir a tensão limiar com duas vezes a corrente de estímulo é chamada Cronaxia. A relação entre intensidade do estímulo e tempo de duração, reobase e cronaxia, é mostrada na Fig. 6.8 [76].

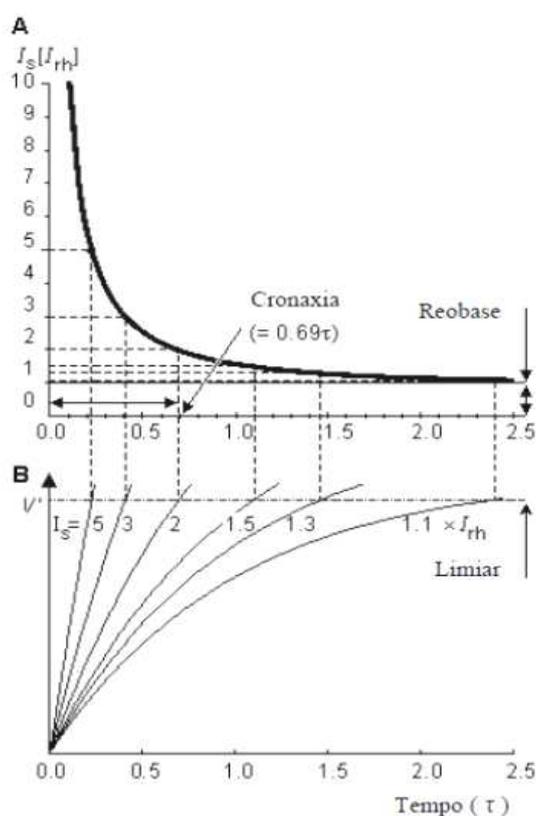


Figura 6.8: Curva Reobase-Cronaxia. A parte **A**: relação entre tempo de estimulação e amplitude do sinal. Parte **B**: mostra a resposta transitória subliminar antes de excitação [76].

Para utilização das curvas reobase-cronaxia, os estímulos podem ser com outras grandezas como campo elétrico e tensão. Na Fig. 6.8, a grandeza trabalhada é a corrente que está normalizada, com o valor unitário para a reobase. Portanto, essas grandezas são relativas.

Observa-se na Fig. 6.8 que quando o reobase é igual a um, o tempo de estimulação não fica definido; quando o reobase é igual a 2, o tempo de excitação torna-se a cronaxia. Nota-se, também, a relação da cronaxia com a constante de tempo τ : $t = \tau \cdot \ln 2 = 0,69\tau$. O τ é definido em função do tecido considerado [21]. Para o músculo da coxa, por exemplo, a cronaxia varia entre 0,10 a 0,7 ms e para determinada fibra nervosa, 0,2 ms [76].

As curvas de amplitude-duração são aproximações para estimulação de tecidos excitáveis. Há certa tendência de acomodação dos tecidos que faz elevar o limiar de excitabilidade. Em algumas situações particulares, a curva deve ser encontrada experimentalmente, onde a reobase e a cronaxia tornam-se mais realísticas para o comportamento estímulo-resposta. A Eq. 6.3 pode ser utilizado para determinação da curva amplitude-duração, com detalhes em [21, 76].

$$I_{est} = I_{reo} \frac{1}{(1 - e^{-\frac{t}{\tau}})} \quad (6.3)$$

onde I_{est} é a corrente de estimulação; I_{reo} é a corrente de reobase; t é o tempo-duração da estimulação e τ é a constante de tempo, conforme definidos acima.

6.1.1 Exemplo de estimulação de tecidos

No músculo há diversos nervos (aférentes e eferentes) com fibras de variados diâmetros [85, 87]. A partir da corrente de Prótese, considera-se uma corrente de 126mA para o cálculo da estimulação advinda da descarga atmosférica e possíveis efeitos.

Os seguintes dados serão considerados para o exemplo de estimulação de nervos:

- Reobase = 25 mA.
- Cronaxia, $\tau = 0,2$ ms. $t = 0,69\tau = 138\mu s$.
- Corrente mínima de estímulo no Cronaxia, $I_s = 50$ mA.

Para a corrente $I = 126$ mA, com duração de $t = 5\mu s$ (Fig.6.5), a princípio o pulso é muito rápido e parece não ser suficiente para causar estimulação. Embora a corrente esteja bem acima do mínimo calculado pela cronaxia ($I_s = 50$ mA), o tempo mínimo exigido ($138\mu s$) está acima dos $5\mu s$ da corrente de Prótese, a referência para a estimulação. Mas há casos de estimulação neuromuscular por indução na Prótese advinda de descargas atmosféricas, inclusive para outros nervos dos membros inferiores de pessoas com e sem Prótese [64, 65, 114].

A excitação da malha TLM foi realizado por um modelo de pulso de descarga atmosférica, sem levar em conta as descargas subsequentes, que intensificam as ondas eletromagnéticas dos raios, propiciando incremento de tempo da onda incidente. Foi considerado, também, uma corrente de

média intensidade (ver Capítulo 4). Para uma descarga completa, o tempo da onda eletromagnética é majorado, como detalhado a seguir.

O *lightning flash* ou simplesmente *flash* é usado para descrever toda a descarga, o que leva na ordem de 0,2 segundos (200ms). Um *flash* é geralmente composto de várias descargas menores (*strokes*) que podem durar menos de um milésimo de segundo, cada [1].

A Fig. 6.9 mostra um exemplo de um evento completo, uma sequência de descargas, um *flash* com três descargas e duração de cerca de 100ms. Muitas vezes não se consegue distinguir a olho nu as diversas descargas; outras vezes, nota-se o raio piscando. Para melhor compreensão do comportamento das descargas subsequentes e termos aplicados na literatura, podem ser consultados [1, 5].

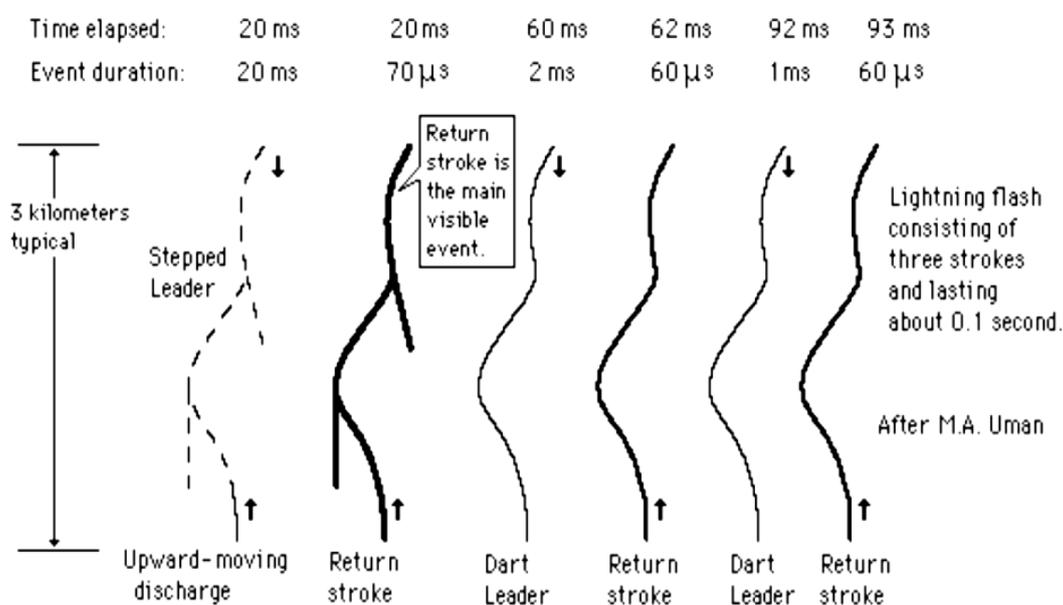


Figura 6.9: Evento completo com 3 descargas atmosféricas e cerca de 100ms.
(<http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/electric/lightning2.html>)

A corrente de Prótese e os campos eletromagnéticos envolvidos não estão enclausurados no metal. A distribuição de formação de circuitos elicit potenciais de ação (PA) nas fibras vizinhas, seguindo determinado padrão de curvas de respostas a estímulos. A Fig. 6.10 mostra curvas de respostas a estimulações.

A condução elétrica nos sistemas biológicos altera eventos fisiológicos e patológicos. Nas estimulações, há respostas fisiológicas indiretas que são complexas [87]. Correntes na faixa do subsensorial (μ A), por exemplo, podem afetar o sistema biológico, como no processo de regeneração de tecidos e ferimentos [11].

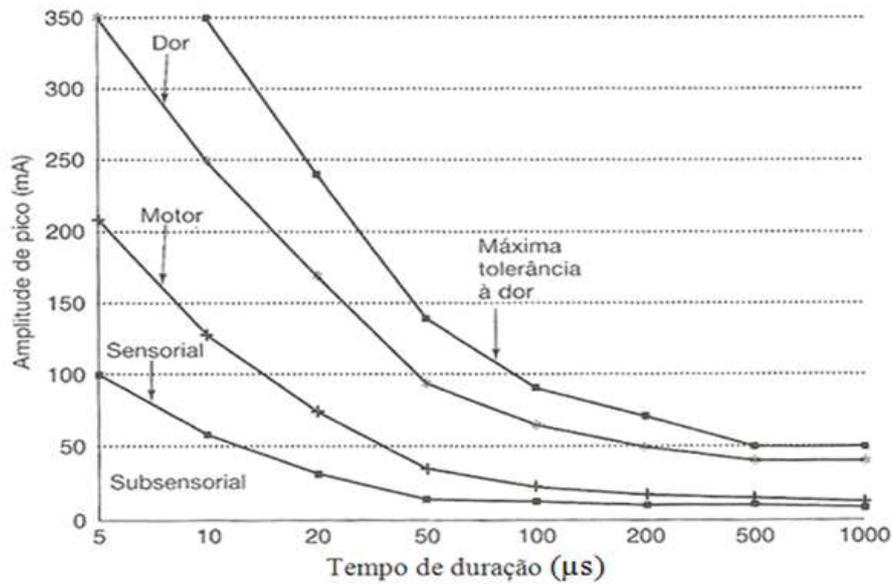


Figura 6.10: Curvas de resposta a estimulação por tipo de nervo [87].

Portanto, considerando um tempo de 100ms nas curvas da Fig. 6.10 e a corrente induzida a partir da Prótese, haverá estimulação de nervos musculares, podendo alcançar o limiar da Dor. Há de se considerar que se o campo excitante externo for provocado por uma descarga atmosférica com tempo de ocorrência do pulso menor que a unidade utilizada na construção da curva mostrada na Fig. 6.8 e sendo a amplitude do sinal suficiente, o tecido será excitado.

A percepção e as reações adversas dos tecidos quanto às frequências das fontes de estimulação podem ser vistos em [21, 87], inclusive para os efeitos térmicos e não térmicos.

Dentro do aspecto de correntes de excitação, este trabalho apresenta a análise teórica da influência da Prótese no meio biológico.

Capítulo 7

VARIAÇÃO DOS PARÂMETROS DO MEIO BIOLÓGICO COM APLICAÇÃO DA TRANSFORMADA DA INCERTEZA - UT

Os parâmetros elétricos do corpo humano variam tanto com a metodologia aplicada para as medições quanto com o próprio material biológico sob análise, o que envolve, inclusive a população, com diferenças no tocante à região geográfica, ao clima, etnia, sexo, idade [107, 115, 116, 117]. Com essa constatação, buscou-se aplicar a pesquisa em um estudo estatístico que contemplasse tais diferenças numéricas, evitando-se a formação de estratos populacionais relativos a parâmetros bioelétricos.

Uma ferramenta denominada Unscented Transform-UT (Transformada da Incerteza) que se propõe a fornecer resultados com menos dispêndio de tempo quando comparada com outros métodos como o método Monte Carlo [39], foi escolhida para uma primeira utilização no problema de interferências de campos eletromagnéticos em Prótese, delineado a seguir. Estudos comparativos entre o método de Monte Carlo e a UT podem ser vistos em [118, 119, 120].

7.1 A teoria da Transformada da Incerteza (UT)

A Transformada da Incerteza (UT) pode ser utilizado para transformar informação estatística por meio de uma transformação não linear. A UT foi criada por Julier e Uhlman em 1997 [121], com versões semelhantes da técnica disponibilizadas em outras referências, como em [119, 122]. Foi desenvolvida para resolver as deficiências de linearização, fornecer uma forma mais direta e um mecanismo mais explícito para a informação e transformação da média e covariância.

O procedimento pode ser compreendido de diferentes maneiras: tanto pode ser visto como

a expansão de Taylor do mapeamento não linear, quanto uma aproximação discreta da função densidade de probabilidade contínua $w(\hat{u})$ por uma distribuição discreta w_i , ou até mesmo como um esquema de integração de quadratura de Gauss [123].

No caso de funções de mapeamento não lineares, a aproximação é feita de modo que o mapeamento das distribuições contínuas e descontínuas produz os mesmos momentos após o mapeamento não linear. Do ponto de vista matemático, a UT pode ser estendida como um método de integração, como mostrada na Eq. 7.1 [118, 124].

$$E\{\hat{u}^k\} = \int \hat{u}^k w(\hat{u}) d\hat{u} = \sum_i w_i S_i^k \quad (7.1)$$

Desde que os momentos da variável aleatória não linear mapeada sejam calculadas com

$$E\{\hat{x}^n\} = \int g(x)^n p(x) dx \quad (7.2)$$

onde $g(x)$ é a função de mapeamento não linear e $p(x)$ é a função de densidade de probabilidade da variável aleatória x . Essa equação é equivalente à Eq. 7.3

$$\int f(x) w(x) dx \quad (7.3)$$

onde $f(x)$ é uma função não linear (neste caso, $f(x) = g(x)^n$ e $w(x)$ é uma função peso (neste caso $w(x) = p(x)$). Esta integração pode ser calculado em um sentido ideal usando polinômios ortogonais (que é o procedimento conhecido como o integração quadratura gaussiana [123].

Portanto, a integral é aproximada por:

$$\int f(x) w(x) dx \approx \sum_i w_i f(x_i) \quad (7.4)$$

Isto é consistente com a teoria da UT desde que:

$$\int p(x) dx \approx \sum_i w_i = 1 \quad (7.5)$$

$$\int g(x) p(x) dx \approx \sum_i w_i g(x_i) = E\{g(x)\} \quad (7.6)$$

$$\int g(x)^2 p(x) dx \approx \sum_i w_i g(x_i)^2 = E\{g(x)^2\} \quad (7.7)$$

$$\int g(x)^3 p(x) dx \approx \sum_i w_i g(x_i)^3 = E\{g(x)^3\} \quad (7.8)$$

...

O polinômio ortogonal $p_n(x)$ é dependente da função peso (função densidade de probabilidade $Q(x)$). Os zeros do polinômio $p_n(x)$ são precisamente os pontos-sigma normalizados. Os pesos são calculados usando as Eqs.7.9 e 7.10 [125]

$$p(x) = \frac{1}{w(x)} \frac{d^n}{dx^n} (w(x)Q(x)^n) \quad (7.9)$$

$$w_i = \frac{1}{\left. \frac{dp_n}{dx} \right|_{x=x_i}} \int w(x) \frac{p_n(x)}{x - x_i} dx \quad (7.10)$$

Desde que os pesos e os pontos-sigma sejam determinados exclusivamente com o polinômio ortogonal apropriado, os pontos resultantes podem ser entendidos como uma distribuição discreta. Os pontos são facilmente calculadas para diferentes distribuições. A ordem do polinômio ortogonal é diretamente relacionado com o número de momentos correspondentes por aproximação.

A relação entre estas equações e o caso geral de $g(x)$ é clara, porque se $g(x)$ for expandido na sua representação Taylor, o resultado é:

$$g(x) = g_0 + g_1x + g_2x^2 + \dots \quad (7.11)$$

Portanto, a substituição de $g(x)$ na integral (Eq.7.6), torna-se:

$$\int g(x)p(x)dx = g_0 \int p(x)dx + g_1 \int xp(x)dx + g_2 \int x^2p(x)dx + \dots \quad (7.12)$$

Isto significa que a representação precisa dos momentos é uma condição para a representação precisa da integração. Na maioria dos casos, a distribuição gaussiana é uma representação adequada da função densidade de probabilidade. Esta distribuição tem o polinômio de Hermite como base ortogonal [118]. A função geradora é:

$$H_n(x) = (-1)^n e^{\frac{x^2}{2}} \frac{d^n}{dx^n} [e^{-\frac{x^2}{2}}] \quad (7.13)$$

Os polinômios são:

$$H_0(x) = 1 \quad (7.14)$$

$$H_1(x) = 1 - x \quad (7.15)$$

$$H_2(x) = xH_1(x) - H_0(x) = x^2 - 1 \quad (7.16)$$

$$H_{n+1}(x) = xH_n(x) - nH_{n-1}(x) \quad (7.17)$$

Os pontos-sigma e os pesos são mostrados na Tabela 7.1.

Portanto, se se deseja usar a UT modelando uma distribuição normal (média zero e variância unitária) com três pontos, os pontos-sigma são -1,732; 0 e 1,732, e os pesos são de 1/6; 2/3 e 1/6, respectivamente [118, 124].

Tabela 7.1: Pontos-sigma e Pesos

n	Pontos-sigma normalizados (zeros)	Pesos
1	0	1
2	-1; 1	0,5; 0,5
3	-1,732; 0; 1,732	0,167; 0,666; 0,167
4	-2,3344; -0,74196; 0,74196; 2,3344	0,0459; 0,4541; 0,4541; 0,0459
5	-2,8570; -1,3556; 0; 1,3556; 2,8570	0,01126; 0,2221; 0,5333; 0,2221; 0,01126

A abordagem do polinômio ortogonal pode ser utilizado no caso de variável aleatória múltipla. A ideia é considerar que as variáveis aleatórias sejam independentes. Uma vez que este seja o caso, o cálculo do integral torna-se simplificada:

$$E\{g(u, v)\} = \int g(u, v)p(u, v)dudv = \int g(u, v)p(u)p(v)dudv \quad (7.18)$$

Portanto, o polinômio torna-se:

$$p_n(u, v) = p_n(u)p_n(v) \quad (7.19)$$

Isto significa que os pontos-sigma são as combinações dos zeros dos dois polinômios. Nesta formulação, o número de pontos-sigma de cada polinômio irá determinar o número total de pontos-sigma. Conseqüentemente, se cada um polinômio tem N raízes, então o número total de pontos-sigma no caso n_{RV} é: N_{RV}^n e o cálculo do peso torna-se:

$$w_{ij} = \left(\frac{1}{\frac{\partial p_n}{\partial u} \Big|_{u=u_i} \frac{\partial p_n}{\partial v} \Big|_{v=v_j}} \right) \left(\int \int \frac{P_n(u)P_n(v)}{(u-u_i)(v-v_j)} w(u)w(v)dudv \right) \quad (7.20)$$

Este formato é interessante porque, uma vez que as variáveis aleatórias sejam independentes, o peso w_{ij} pode ser calculado como:

$$w_{ij} = w_i w_j = \frac{1}{\frac{\partial p_n}{\partial u} \Big|_{u=u_i}} \left(\int \frac{P_n(u)}{(u-u_i)} w(u)du \right) \frac{1}{\frac{\partial p_n}{\partial v} \Big|_{v=v_j}} \left(\int \frac{P_n(v)}{(v-v_j)} w(v)dv \right) \quad (7.21)$$

Isto simplifica o cálculo de múltiplos pontos-sigma. Para duas variáveis aleatórias gaussianas, X e Y, (3 pontos), por exemplo, a solução é mostrado na Tabela 7.2.

No caso de variáveis correlacionadas, o que se precisa é multiplicar o conjunto de pontos-sigma pela a matriz de correlação apropriada. Este procedimento permite combinar variáveis aleatórias com diferentes distribuições, se necessário.

Tabela 7.2: Variáveis aleatórias gaussianas X e Y (3 pontos)

Pontos-sigma	X	-1,732	0	1,732
Y	Pesos	1/6	2/3	1/6
-1,732	1/6	1/36	1/9	1/36
0	2/3	1/9	4/9	1/9
1,732	1/6	1/36	1/9	1/36

Para a aplicação da UT, um problema envolvendo tecido biológico foi escolhido, em uma forma mais simplificada dos meios dielétricos. Os pontos de entrada considerados são a permissividade e a condutividade do tecido humano [107], detalhados a seguir, com as simulações necessárias e com os pesos adequados. O problema do cálculo do efeito da variabilidade torna-se apenas um caso de várias simulações com poucos parâmetros diferentes. Uma vez os resultados calculados, obtêm-se o valor esperado e a variância, usando as Eqs. 7.6-7.7.

7.2 O espaço computacional e procedimento para simulação com UT

Em modelagem eletromagnética, pressupõe-se conhecer todos os fatores relevantes do problema, tornando a incerteza dos parâmetros negligenciável. Em alguns problemas, no entanto, fatores importantes são conhecidos apenas até certa precisão, como ocorre com os parâmetros constitutivos dos tecidos biológicos. Todos estes efeitos introduzem incertezas para o problema e para os resultados calculados. Nestes casos, a inclusão de incerteza em simulações é geralmente realizada com a técnica de Monte Carlo [39]. Este método utiliza um grande conjunto de variáveis aleatórias como parâmetros de entrada para a simulação. Essas variáveis são escolhidas de acordo com uma distribuição previamente conhecida e que sejam relevantes para o modelo. A típica abordagem do método Monte Carlo utiliza milhares de simulações para obter as estatísticas do resultado final [119]. Aplicando-se o método numérico TLM com a técnica da UT, reduz-se consideravelmente a carga computacional, obtendo-se dados estatísticos dos resultados.

Um membro inferior do corpo com implante metálico (Prótese) foi definido como o problema de interesse. Para a aplicação da UT, o espaço computacional consistiu em um pequeno volume de material biológico com três meios: ar, músculo e Prótese, representados nas Figs. 7.1 e 7.2, iluminado com um campo elétrico de 1 kV/m. O osso não foi explicitamente considerado na simulação; seu efeito foi contabilizado considerando os parâmetros do meio biológico iguais a 2/3 das características dielétricas do músculo, para uma frequência de 668,5kHz, procedimento adotado em diversas simulações [43, 126].

Conhecida a condutividade $\sigma = 0,4704$ S/m com um desvio padrão de 0,0940 e a permissividade

relativa $\epsilon_r = 1.868,0$ com desvio padrão de 373,60, os pontos selecionados, pontos-sigma, utilizadas para as simulações TLM, foram calculados com aplicação da UT, mostrados na Tabela 7.3.

Tabela 7.3: Pontos-sigma para duas variáveis

n	Condutividade σ (S/m)	Permissividade Relativa ϵ_r	Pesos
1	0,34411	$1,3665 \cdot 10^3$	1/36
2	0,34411	$1,8680 \cdot 10^3$	1/9
3	0,34411	$2,3695 \cdot 10^3$	1/36
4	0,47040	$1,3665 \cdot 10^3$	1/9
5	0,47040	$1,8680 \cdot 10^3$	4/9
6	0,47040	$2,3695 \cdot 10^3$	1/9
7	0,59669	$1,3665 \cdot 10^3$	1/36
8	0,59669	$1,8680 \cdot 10^3$	1/9
9	0,59669	$2,3695 \cdot 10^3$	1/36

Com esses valores de condutividade e permissividade, nove simulações TLM foram processadas, cada uma com 30.000 iterações.

As malhas com as diferentes regiões são mostradas nas Figs. 7.1 e 7.2. Para reduzir o esforço computacional, assumiu-se: $\Delta x = \Delta y = \Delta z = \Delta \ell = 2\text{cm} = 1$ célula TLM, formando um cubo [58, 59, 65]. O ar, no modelo, tem 924 células, o músculo possui 764 células e a Prótese, 28 células.

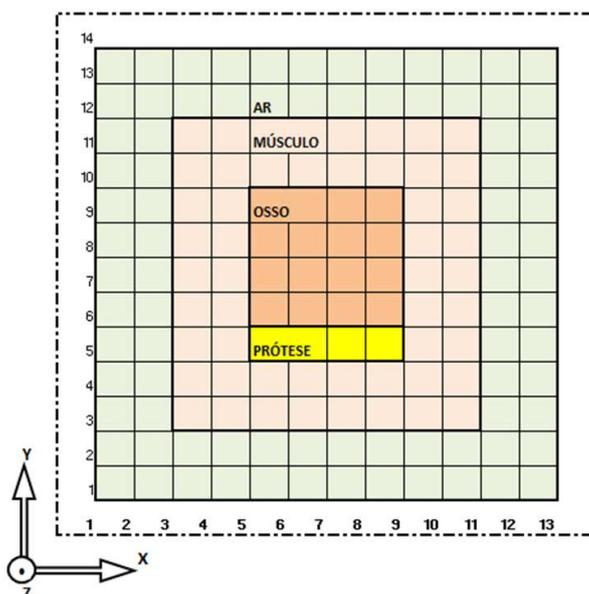


Figura 7.1: Plano bidimensional x-y da malha TLM, em vista de cima.

A Prótese circundada por músculo e osso recebe o pulso de excitação da direção y na face em destaque é mostrada na Fig. 7.2.

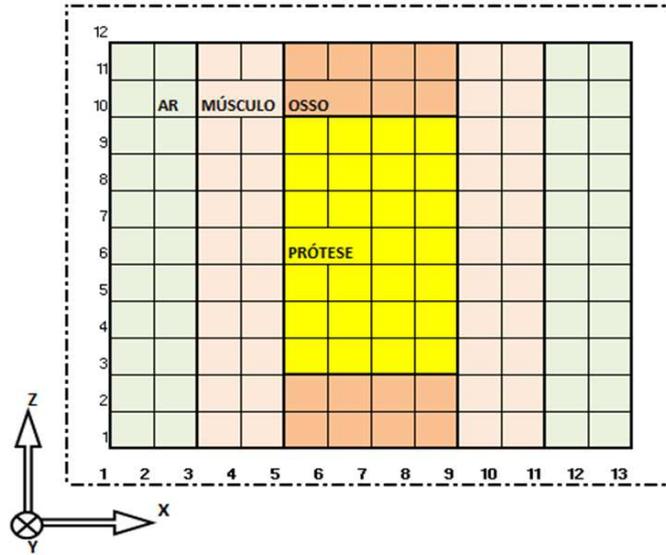


Figura 7.2: Plano x-z da malha, com a face da prótese em relação ao campo excitante E_z .

O pulso eletromagnético, mostrado na Fig.7.3, é aplicado no espaço computacional, como a fonte de excitação. Trata-se de uma dupla exponencial com a característica de pulso eletromagnético resultante de descarga atmosférica [103, 105].

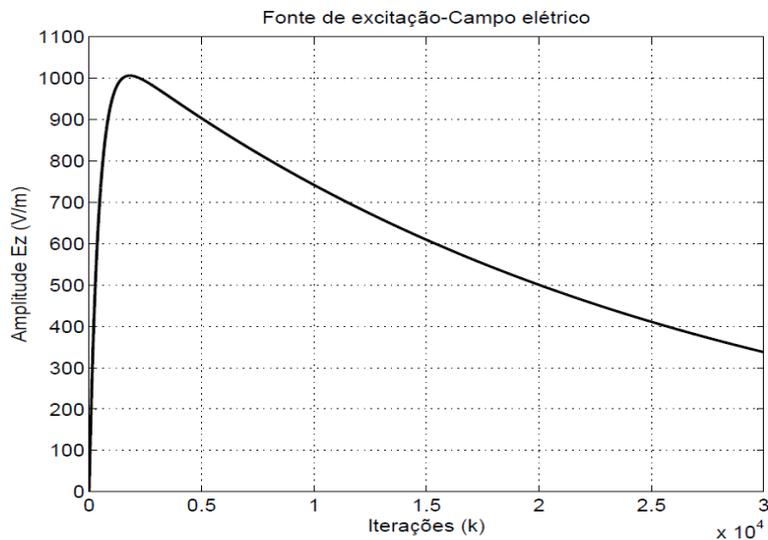


Figura 7.3: Pulso eletromagnético como fonte de excitação.

A fonte de excitação, tomada como onda plana variante no tempo (Fig.7.3) foi aplicada na face x-z, no ponto de $y = 1$ atingindo o objeto em análise, com a prótese centrado no corte frontal do espaço computacional. Com um pico de 1kV/m, a excitação foi usado para um microssegundo, tempo suficiente para o impulso atingir um valor de 50% do valor máximo. Depois de 30.000

iterações, as componentes do campo magnético \mathbf{H} , circulando a Prótese foram computados para cálculo das correntes induzidas, utilizando a lei de Ampère.

7.3 Simulação e resultados

A aplicação do método de TLM foi baseada nos pontos-sigma calculados utilizando a ferramenta UT (Tabela 7.3), resultando em nove pares, fornecendo um total de nove simulações. Para cada combinação de parâmetros, uma corrente é calculada pelo TLM na Prótese, conforme Fig.7.4.

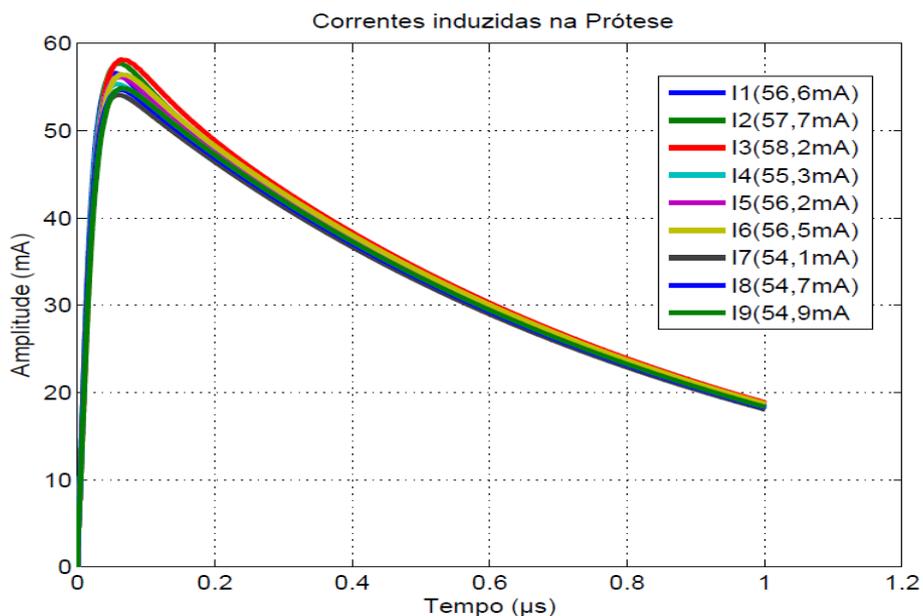


Figura 7.4: Correntes das 9 simulações com seus valores máximos.

A Fig. 7.5 mostra detalhes do comportamento das 9 correntes induzidas na Prótese. Variações como função dos pontos-sigma definidos com aplicação da UT.

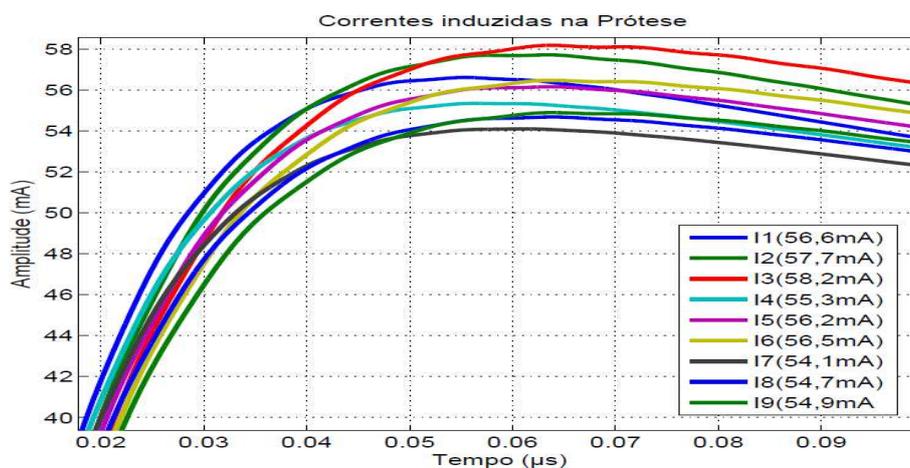


Figura 7.5: Correntes das 9 simulações (vista ampliada).

Com a aplicação da UT nos parâmetros das correntes obtidas, podem-se expandir os resultados dos estudos com a probabilidade de calcular as correntes em suas amplitudes e tempo de ocorrência (passo de tempo) e a validação dos resultados, abrangendo uma vasta gama da população mundial. A distribuição de probabilidades valor máximo esperado indica que há 84,12% de possibilidade de as correntes máximas situarem entre 54 e 58 mA, mostrada na Fig. 7.6.

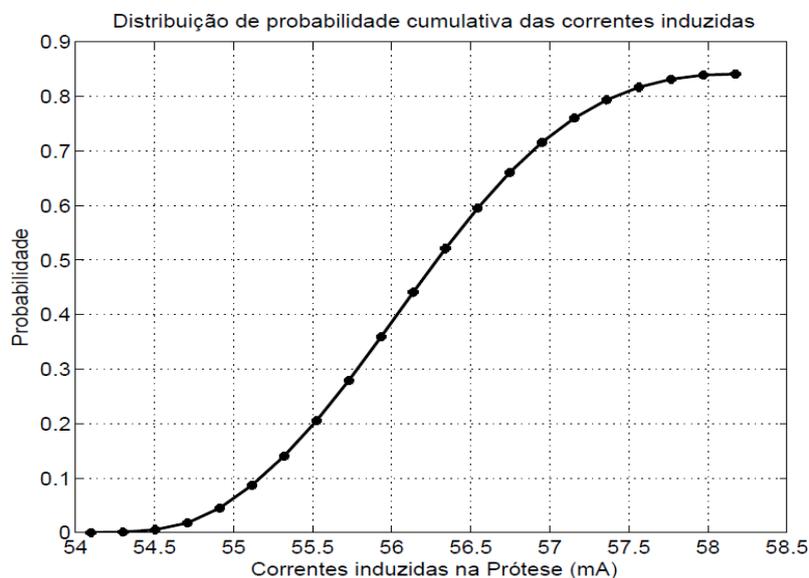


Figura 7.6: Distribuição de probabilidades valor-máximo de correntes.

A Fig. 7.7 mostra a distribuição de probabilidade de o tempo de subida até ao máximo, com 84,12% possibilidade de estar entre 1.657 e 1.940 iterações (passo de tempo).

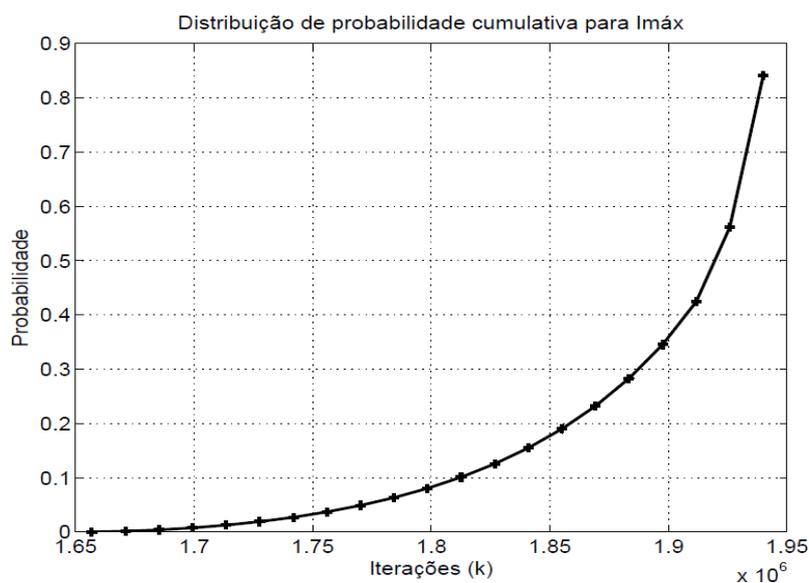


Figura 7.7: Probabilidade de correntes máximas em função das iterações (k).

A Fig. 7.8 ilustra a densidade de probabilidade de corrente máxima corrente, mostrando que os parâmetros elétricos obedecem a uma distribuição normal, curva gaussiana.

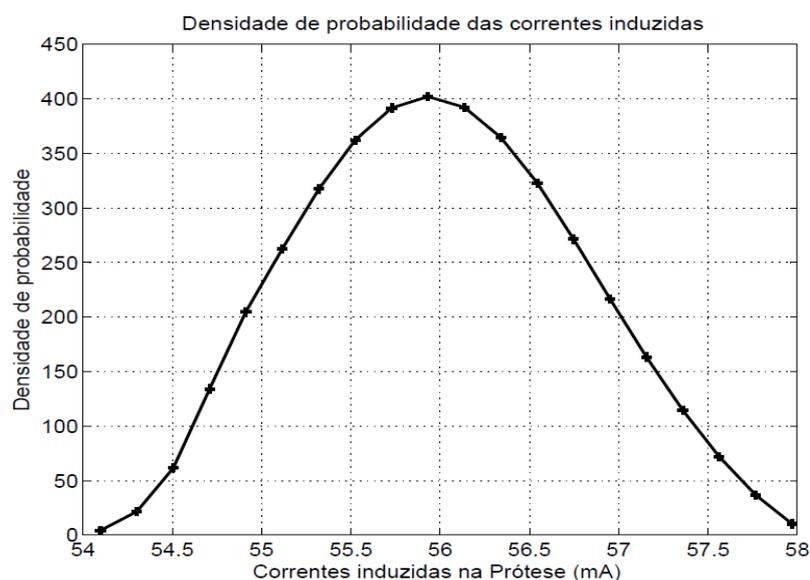


Figura 7.8: Distribuição da densidade de corrente com o comportamento da curva gaussiana.

Este procedimento pode ser usado para modelos mais complexos, incluindo diversos parâmetros dos tecidos biológicos, como, por exemplo, músculo, osso, sangue, gordura e pele, com vasta aplicação no campo biométrico.

A Fig. 7.9 inclui o comportamento da corrente média das 9 simulações com variação ao longo do tempo (iterações), mostrando a aplicabilidade das ferramentas TLM e UT que podem ser utilizadas numa vasta gama de parâmetros do meio em estudo, permitindo uma melhor análise onde houver mudança significativa nos parâmetros dielétricos.

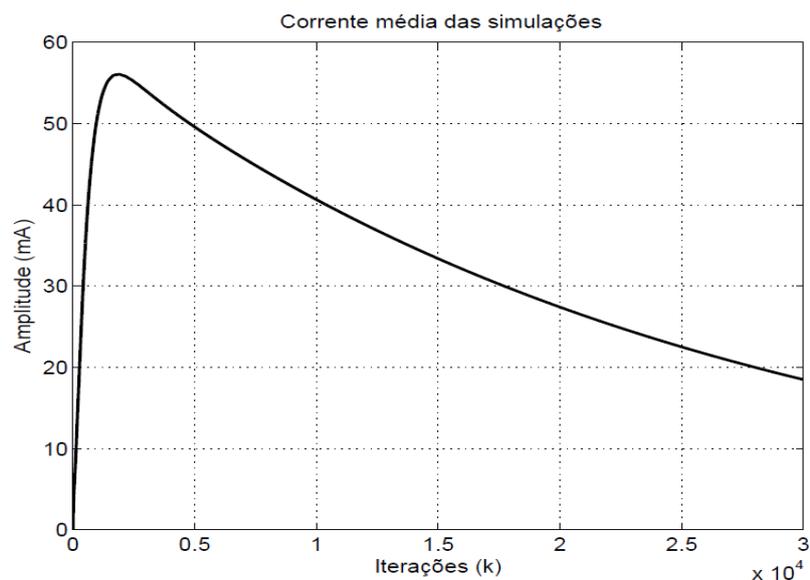


Figura 7.9: Corrente média das 9 simulações, em função das iterações (k)

Com a aplicação da UT nos valores das correntes obtidas no TLM, podem-se expandir os resultados dos estudos com a probabilidade de calcular as correntes em suas amplitudes e tempo de ocorrência (passo de tempo) e a validação dos resultados, abrangendo uma ampla gama da população mundial.

Esta aplicação da UT com TLM envolvendo correntes induzidas em Prótese foi submetida ao Jornal *Science, Measurement and Technology*, do IET - *The Institution of Engineering and Technology*.

Capítulo 8

CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS

O estudo evocou a influência da Prótese metálica no corpo humano quando submetida a campos eletromagnéticos provocados por descargas atmosféricas.

Na Introdução, uma revisão bibliográfica sobre descargas atmosféricas, poluição eletromagnética, eletrossensibilidade e limites de exposição foram tratados. Ressaltou-se o poder das descargas atmosféricas, pela quantidade de raios e pela capacidade de destruição, relatando-se dados estatísticos de vítimas.

O fenômeno da indução também foi apontado, mostrando evidências de que surgem campos internos ao corpo quando exposto sob linhas de alta tensão. Dentro dos limites de segurança nos níveis de campos eletromagnéticos, foram ressaltadas as diversas funções de correntes elétricas endógenas na manutenção das funções vitais, desde crescimento até processo de regeneração de fraturas, visando alertar quanto às exposições aos referidos campos.

O Capítulo 2, Modelo TLM para propagação de ondas eletromagnéticas, trouxe um resumo do método de modelagem de linha de transmissão, *Transmission-Line Modelling (TLM) Method*, e suas relações com as equações de Maxwell aplicáveis aos fenômenos eletromagnéticos discretizados no tempo. Os aprimoramentos do TLM, desde seu idealizador Peter Johns até ampliação do NÓ condensado SCN-3D (*Symmetrical Condensed Node-SCN*) para meio com perdas, foram contemplados. Partindo-se das equações de Maxwell, os procedimentos quanto aos acoplamentos, excitação e captação de campos foram relatados. O código TLM desenvolvido para a Tese foi validado, com aplicação no tempo e na frequência, inclusive em meio com perdas, confrontando com solução analítica.

No Capítulo 3, fontes de campos eletromagnéticos e possíveis danos em edificações foram citadas. O conceito de bioeletromagnetismo foi apontado, o que inclui o comportamento dos tecidos excitáveis, as correntes elétricas e os potenciais do volume condutor, o campo magnético no próprio corpo, as respostas das células excitáveis para com os estímulos de campos elétricos e magnéticos e as propriedades elétricas e magnéticas intrínsecas dos tecidos.

Foi também ressaltado no Capítulo 3, o potencial de ação (PA) com suas peculiaridades, o seu papel na manutenção da vida e como interage com as estimulações controladas ou acidentais.

O circuito bioelétrico e o volume condutor e as correntes endógenas foram amplamente mencionados. Parte do membro e corte transversal com os principais nervos foram apresentados para situar o material sob investigação.

O Capítulo 4 caracteriza o ambiente de estudo e o modelo computacional para aplicação da ferramenta TLM, definindo a fonte de excitação, a partir de um modelo padronizado de descarga atmosférica. A fonte considerada em sua amplitude é referenciada fora do ambiente computacional, caracterizando que ao atingir o meio biológico essa fonte já tem sofrido perdas. Os parâmetros constitutivos dos diversos componentes do meio biológico, obtidos para determinada frequência, foram tabelados, para aplicação do TLM em meio heterogêneo. A Transformada de Fourier foi aplicada para o cálculo da frequência predominante no pulso da dupla exponencial. Análise de pontos de captação de sinais ao longo do ambiente em estudo foram locados com as coordenadas em figuras que discretizam os diversos meios dielétricos, com destaque para a Prótese.

Simulações TLM e cálculos dos campos eletromagnéticos dentro do volume biológico foram apresentados no Capítulo 5. Foi evidenciada a importância de os sinais elétricos fisiológicos serem considerados quando da aplicação de campos eletromagnéticos no corpo. A interação com as energias externas ocorrem ainda que sem percepção direta dos pacientes ou pesquisadores. Dados sobre Hardware, Software e carga computacional dispendida no processamento foram relatados.

Transientes foram registrados em todo o processo, denunciando o ambiente com diversos dielétricos, criando variadas reflexões-transmissões. Reduções de amplitudes dos sinais, como esperadas, em função dos meios com perda e condições de contorno favorecendo propagação em espaço livre. Componentes de campos surgiram no decorrer da propagação, resultantes dos diferentes meios dielétricos. Vale ressaltar, a componente de campo H_x em toda a malha não sofreu distorção, uma vez que os dielétricos, para efeito de interação com os campos magnéticos, comportam-se como o espaço livre, pois a permeabilidade relativa do material biológico é considerado igual a 1 ($\mu \approx \mu_0$). Ficou evidente, nessas simulações, que os campos externos agindo no meio biológico não homogêneo, com características de condutor e de dielétrico com perdas, apresentam comportamento irregular, quanto às amplitudes e direções, com possibilidade de criações de estimulação nos tecidos excitáveis.

O Capítulo 6, Influência da Prótese no meio biológico, analisou as correntes e os componentes de campos na circunvizinhança da Prótese, na busca de compreender a relação entre um meio metálico inserido em um meio biológico, o que, em apurada consideração, é uma Prótese metálica interagindo em organismo vivo.

Relembrando a Fig. 4.6, posicionamento a Prótese no meio biológico: no corte frontal anterior, está delimitada por músculo; na face de recebimento da onda excitante, na posição corte frontal posterior, a Prótese faz fronteira com o meio ósseo. Nas outras faces, está delimitada por meio músculo, o qual possui descontinuidade com o espaço livre, com o nervo e com o osso. Portanto, a Prótese está inserida em um meio deveras heterogêneo, o que exige investigação minuciosa quanto às componentes de corrente e de campo eletromagnético.

A ferramenta *Unscented Transform* (UT) foi tratada no Capítulo 7 em uma primeira aplicação em problema de influência de campos eletromagnéticos em Prótese. Com a aplicação da UT

nos valores das correntes obtidas no TLM, os resultados dos estudos foram expandidos, com a probabilidade de se calcular as correntes em suas amplitudes, tempo de ocorrência e validação dos resultados para uma ampla faixa da população. Ressalta-se que a UT foi aplicada em um problema simplificado, conforme detalhes na Seção 7.2.

8.1 Contribuições da Tese e trabalhos futuros

Constatações das modificações dos campos eletromagnéticos no meio biológico, nas amplitudes e na distribuição espacial do volume condutor, causadas pela inserção da Prótese.

As modificações no meio biológico com pontos de concentração de campos e correntes podem desencadear perturbações nos sinais endógenos, elicitando tecidos excitáveis com a criação de Potenciais de Ação com diversas consequências: percepções de formigamento, contrações musculares, tetanização, desmaios, fibrilação, taquicardia e efeitos secundários térmicos e não térmicos [21, 87].

O vislumbamento da utilização da Prótese como receptora de sinais eletromagnéticos para estimulação dos tecidos internos com fins terapêuticos e a aplicação da UT como tratamento estatístico para expandir resultados para ampla faixa de pessoas com Prótese metálica constituem outra contribuição da Tese, no campo do bioeletromagnetismo.

Desenvolvimento de códigos TLM para aplicação no decorrer de toda a pesquisa.

Como trabalhos futuros, citam-se:

1-Pesquisa contemplando as áreas da biomédica e do bioeletromagnetismo para testes de estímulo-respostas em pessoas com Próteses metálicas (PPM).

2-Desenvolvimento ou adaptação de ferramentas para testes de acompanhamento de sinais ao longo do corpo a partir da excitação da Prótese.

3-Testes de aparelhos de eletroterapia clínica para estimulação adequada de nervos e músculos em função dos eixos coordenados do corpo e da posição relativa da Prótese, visando aliviar dores.

4-Testes para utilização da Prótese como ponto de partida para criação de microcorrentes de cura e de lesão, acelerando o processo de cicatrização de tecidos e regeneração óssea.

8.2 Considerações finais

A pesquisa traz no seu âmago a descarga atmosférica como fonte de interferência às pessoas portadoras de Prótese, e conclui que a Prótese, como um meio metálico inserido em um meio biológico vivo, torna-se, como uma antena, elemento de possíveis perturbações dos sinais fisiológicos endógenos, quando sob indução eletromagnética de variadas fontes, em complementação às descargas: linhas de alta tensão, aparelhos eletrodomésticos, equipamentos médico-hospitalares, aparelhos de telecomunicação e equipamentos de segurança eletroeletrônicos. O tema envolvendo pessoas com Próteses metálicas (PPM), portanto, é bastante amplo e requer investigação profunda.

Referências Bibliográficas

- [1] VISACRO-FILHO, S. *Descargas atmosféricas: uma abordagem de engenharia*. [S.l.]: Artliber Editora, 2005.
- [2] GOODMAN, M. A lightning primer. NASA, <http://thunder.msfc.nasa.gov/primer/>, Oct 2013.
- [3] RYCROFT, M.; ISRAELSSON, S.; PRICE, C. The global atmospheric electric circuit, solar activity and climate change. *Journal of Atmospheric and Solar-Terrestrial Physics*, Elsevier, v. 2000, n. 62, p. 1563–1576, Jun 2000.
- [4] INPE. *Eletricidade Atmosférica*. 2013. Disponível em: <<http://www.inpe.br/webelat>>.
- [5] PINTO-JR., O. *A arte da guerra contra os raios*. [S.l.]: Oficina de textos, 2005.
- [6] INTERNATIONAL CONFERENCE ON APPLIED ELECTROSTATICS (ICAES-2012). *Analyses of characteristics of spatial lightning electromagnetic field at different horizontal*, (Conference, 7). IOP, 2013. 1-7 p. Disponível em: <<http://iopscience.iop.org/1742-6596/418/1/012003>>.
- [7] ANDREOTTI, A.; MARTINIS, U. D.; L.VEROLINO. Comparison of electromagnetic field for two different lightning pulse current models. *ETEP*, Italy, v. 11, n. 4, p. 221–225, Aug 2001.
- [8] CURRAN, E. B.; HOLLE, R. L.; LOPEZ, R. E. Lightning casualties and damages in the united states from 1959 to 1994. *Journal of Climate*, v. 13, p. 3448–3464, Oct 2000.
- [9] ZHANG, W. et al. Lightning casualties and damages in china from 1997 to 2009. *Nat Hazard*, Springer Science Business Media B.V., Beijing, China, n. 57, p. 465–476, 2011.
- [10] CIVIL, P. da R. C. *LEI N^o 6.938*. 1981. Disponível em: <<http://www.planalto.gov.br/ccivil/03/leis/l6938.htm>>.
- [11] BECKER, R. O.; SELDON, G. *The body electric: Eletromagnetism and the foundation of life*. [S.l.]: New York: Quill, 1987. ISBN 0688069711.
- [12] SAGE, C. et al. Bioinitiative working group: A rationale for biologically-based exposure standards for low-intensity electromagnetic radiation. Bioinitiative.org, Dec 2012. Disponível em: <<http://www.bioinitiative.org> (acesso 02/05/2013)>.

- [13] REES, C.; HAVS, M. *Public Health SOS: The shadow side of the wireless revolution*. Wide Angle Health, LLC, 2009. 1-124 p. Disponível em: <<http://www.stopsmartmetersbc.ca/html/wp-content/uploads/2012/04/>> (acesso: março2014)>.
- [14] ELTITI, S. et al. Development and evaluation of the electromagnetic hypersensitivity questionnaire. *Bioelectromagnetics*, Wiley-Liss, p. 137–151, Fev 2007.
- [15] MILD, K. H. et al. (Ed.). *Electromagnetic Hypersensitivity-International Workshop on EMF Hypersensitivity*. Prague: [s.n.], 2004. 1-196 p. ISBN 978 92 4 159412 7.
- [16] ZHOU, S.; UESAKA, M. Bioelectrodynamics in living organisms. *International Journal of Engineering Science*, Elsevier, v. 44, p. 67–92, Feb 2006. Disponível em: <www.elsevier.com/locate/ijengsci>.
- [17] PANAGOPOULOS, D. J. Electromagnetic interaction between environmental fields and living systems determines health and well-being. In: M.H. KWANG AND S.O. YOON. *Electromagnetic Fields: Principles, Engineering Applications and Biophysical Effects*. [S.l.]: Nova Publishers, 2013. cap. 2.
- [18] BALANIS, C. A. *Advanced Engineering Electromagnetics*. [S.l.]: John Wiley and Sons, New York, 1989.
- [19] ALONSO, M.; FINN, E. j. *Física, um curso universitário (Campos e Ondas)*. [S.l.]: São Paulo: Edgard Blucher, 1972.
- [20] ULABY, F. T. *Eletromagnetismo para engenheiros*. Porto Alegre: Bookman, 2007. ISBN 0131497243.
- [21] REILLY, J. *Electrical stimulation and electropathology*. New York: Cambridge University Press, 2007. 1-504 p. ISSN 978-0-521-41791-4.
- [22] IDA, N.; BASTOS, J. P. *Eletromagnetics and calculation of fields*. 2. ed. [S.l.]: Springer Verlag: New York, 1997. ISBN 0387948775.
- [23] RAMO, S.; WHINNERY, J. R.; DUZER, T. V. *Fields and Waves in Communication Electronics*. [S.l.]: John Wiley and Sons, New York, 1993.
- [24] KAUNE, W. T.; PHILLIPS, R. D. Comparison of the coupling of grounded humans, swine and rats to vertical, 60-hz electric fields. *Bioelectromagnetics*, John Wiley and Sons (Copyright 1980 Wiley-Liss, Inc., A Wiley Company), p. 117–129, Oct 2005. (Com permissão concedida por John Wiley and Sons).
- [25] KAUNE, W. T. Introduction to power-frequency electric and magnetic fields. *Environmental Health Perspectives Supplements*, v. 101, Dec 1993.
- [26] STUCHLY, M. A. Electromagnetic fields and health: Protecting against harm while harnessing the benefits. IEEE POTENTIALS, Apr 1993.

- [27] BRASIL, C. C. *Limites à exposição humana a campos elétricos, magnéticos e eletromagnético*. 2009. Disponível em: <<http://www.planalto.gov.br/ccivil03/Ato2007-2010/2009/Lei/L11934.htm>> (acesso 10 / 10 / 2013)>.
- [28] ICNIRP. *Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)*. [S.l.], Mar 1998. v. 74, n. 4, 494-522 p. Disponível em: <<http://www.icnirp.org/documents/emfgdl.pdf>>.
- [29] LIMA, C. B. de. *Análise de dispositivos eletromagnéticos para hipertermia usando o método FDTD*. Florianópolis, Fev 2006. 1-120 p.
- [30] RIBEIRO, M. A. F. et al. Resultados da ablação por radiofrequência de tumores hepáticos: experiência de 134 casos. *Einstein*, São Paulo, v. 6, n. 4, p. 439–444, 2008.
- [31] FOSTER, K. R. Thermal and nonthermal mechanisms of interaction of rf energy with biological systems. *IEEE Transactions on plasma science*, IEEE, Philadelphia, USA, v. 28, n. 1, p. 15–23, Feb 2000.
- [32] DURNEY, C. H.; MASSOUDI, H.; LSKANDER, M. F. *Radiofrequency Radiation Dosimetry Handbook*. 4. ed. The University of Utah, Oct 1986. 1-330 p.
- [33] GIULIANI, L.; SOFFRITTI, M. *Non-thermal effects and mechanisms of interaction between electromagnetic fields and living matter*. Bologna, Italy, 2010. v. 5, 301-318 p.
- [34] CONGRESS, O. o. T. A. U. *Biological Effects of Power Frequency Electric and Magnetic Fields-Background Paper*. [S.l.], May 1989.
- [35] VALENCIC, V.; JURCIC-ZLOBEC, A. K. B.; BERKOPEC, A. Numerical calculation and comparison of electromagnetic field parameters inside biological tissue. *Bioelectrochemistry and Bioenergetics*, Elsevier, v. 35, p. 115–119, Nov 1994.
- [36] JR, W. V.; RAIZER, A. Avaliação do ambiente eletromagnético em estabelecimentos assistenciais de saúde. (electromagnetic environment assessment in health care facilities). *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, SBEB, v. 24, n. 3, p. 215–227, Dec 2008. ISSN 1517-3151.
- [37] MATEOS, E. I. P.; J.CARLOS; P.M., M. G. Cuidados com os marcapassos e desfibriladores nas interferências, cirurgia geral, cardioversão elétrica e dentista. *Rev Soc Cardiol Estado de São Paulo*, Hospital do Coração, v. 14, n. 2, Mar/Abr 2004. Disponível em: <<http://www.iccop.com.br/m1.pdf>>.
- [38] JOHNS, P. B.; BEURLE, R. Numerical solution of 2-dimensional scattering problems using a transmission-line matrix. *Proceeding IEE*, IEE, v. 118, n. 9, p. 1203–1208, Sep 1971.
- [39] SADIKU, M. N. O. *Numerical techniques in electromagnetics*. [S.l.]: CRC Press, 2009.
- [40] CHRISTOPOULOS, C. *The transmission-line modeling method - TLM*. [S.l.]: IEEE USA, 1995.

- [41] SILVEIRA, J. L. *Modelagem numérica 3D de problemas de compatibilidade eletromagnética utilizando o método TLM-TD*. Tese (Doutorado) — Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), Out 2002.
- [42] SAGUET, P. *Numerical analysis in electromagnetics: the TLM method*. [S.l.]: London: Wiley, 2012.
- [43] DOMÍNGUEZ, H. A. *Contribuição ao método da modelagem por linhas de transmissão (TLM) e sua aplicação aos estudos em bioeletromagnetismo*. Tese (Doutorado) — UFSC, Florianópolis, Mar 2003.
- [44] JOHNS, P. B. A new mathematical model to describe the physics of propagation. *The Radio and Electronic Engineer*, v. 44, n. 12, p. 657–666, Dec 1974.
- [45] HOEFER, W. J. R. The transmission-line matrix method-theory and applications. *IEEE Transactions on microwaves theory and techniques*, Canada, MTT-33, n. 10, p. 882–893, Oct 1985.
- [46] HOEFER, W. J. R. The transmission line matrix (tlm) method. In: TATSUO ITOH. *Numerical techniques for microwave and millimeter wave passive structures*. [S.l.]: Willey and Sons USA, 1988. cap. 8, p. 487–591.
- [47] AHMADIAN, M. *Transmission Line Matrix (TLM) modelling of medical ultrasound*. 1-210 p. Tese (Doutorado) — The University of Edinburgh, Jun 2001.
- [48] AKHTARZAD, S.; JOHNS, P. The solution of maxwell's equations in three space dimensions and time by the tlm method of numerical analysis. *Proc. IEE*, v. 122, p. 1344–1348, Dec 1975.
- [49] JOHNS, P. B. A symmetrical condensed node for the tlm method. *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, mtt-35, n. 4, p. 370–377, Apr 1987.
- [50] JOHNS, P. B. New symmetrical condensed node for three-dimensional solution of electromagnetic-wave problems by tlm. *Electronics Letters*, v. 22, n. 3, p. 162–164, Jan 1986.
- [51] SOUZA, J. A. A. de. *Matriz de linha de transmissão tridimensional SCN-TD e FD: contribuição ao desenvolvimento de ferramentas computacionais para campos eletromagnético*. Dissertação (Mestrado) — Universidade de Brasília, Jun 2006.
- [52] HELENO, E. F. *Avaliação de câmaras reverberantes através do método numérico TLM*. Dissertação (Mestrado) — Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (USP), Jun 2006.
- [53] LAI, C. H. Diakoptics, domain decomposition and parallel computing. *The Computer Journal*, v. 37, n. 10, p. 840–846, Dec 1994.
- [54] ALLEN, R.; MALLIK, A.; JOHNS, P. B. Numerical results for the symmetrical condensed tlm node. *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, mtt-35,, n. 4, p. 378–382, Apr 1987.
- [55] CHRISTOPOULOS, C.; NAYLOR, P. Coupling between em fields and multiconductor transmission systems using tlm. *Int. Jrnl. Num. Modelling*, n. 1, p. 31–43, Mar 1988.

- [56] NAYLOR, P.; CHRISTOPOULOS, C.; JOHNS, P. Coupling between em fields and wires using transmission-line modelling. *Proc. IEE-A*, n. 134, p. 679–686, Sep 1987.
- [57] HOEFER, W. J. R. The discrete time-domain green's function of johns matrix - a new powerful concept in tlm. *Int. Jrnl. Num. Modelling*, n. 2, p. 215–225, Dec 1989.
- [58] HERRING, J. L. *Developments in the transmission-line modelling method for electromagnetic compatibility studies*. Tese (Doutorado) — University of Nottingham, May 1993.
- [59] TRENKIC, V. *The development and characterization of advanced nodes for TLM method*. Tese (Doutorado) — University of Nottingham, Nov 1995.
- [60] MENEZES, L. R. X. *Modeling of general medium constitutive relationships in the transmission line method-TLM*. Tese (Doutorado) — University of Victoria-Canada, 1992.
- [61] NAYLOR, P.; AIT-SADI, R. Simple method for determining 3-d tlm nodal scattering in nonscalar problems. *Electronics Letters*, West Bridgford, Nottingham, v. 28, n. 25, p. 3553–3554, Dec 1992.
- [62] DOMÍNGUEZ, H. A.; RAIZER, A. Using tlm method to model hyperthermia applicators. *Journal of Microwaves and Optoelectronics*, SBMO, v. 2, n. 6, Dec 2002. ISSN 1516-7399.
- [63] OZYALCIN, M. O. *Modeling and simulation of electromagnetic problems via the transmission line matrix method*. Tese (Doutorado) — Istanbul Technical University, Oct 2002.
- [64] DASILVA, A. L.; ALVES, P. G. R. Cálculo de correntes induzidas por descargas atmosféricas em pessoas portadoras de prótese. XVIII Congresso Brasileiro de Automática / Bonito-MS., Set 2010.
- [65] DASILVA, A. L.; ALVES, P. G. R. Lightning-induced currents in people with prostheses (a study using the 3d-tlm method). Microwave and Optoelectronics Conference (IMOC), 2011 SBMO/IEEE MTT-S International, p. 918–918, Nov 2011.
- [66] HARRINGTON, R. F. *Time-Harmonic Electromagnetic Fields*. [S.l.]: McGraw-Hill Book Company, New York, 1961.
- [67] AKHTARZAD, S.; JOHNS, P. Solution of maxwell's equations in three space dimensions and time by the tlm method of numerical analysis. *Proc. IEE*, v. 122, n. 12, Dec 1975.
- [68] JOHNS, P. B. Use of condensed and symmetrical tlm nodes in computer-aided electromagnetic design. *IEE Proceedings*, v. 133, p. 368–374, Oct 1986.
- [69] TRENKIC, V.; CHRISTOPOULOS, C.; BENSON, T. M. Simple and elegant formulation of scattering in tlm nodes. *Electronics Letters*, v. 29, n. 8, Sep 1993.
- [70] NAYLOR, P.; DESAI, R. A. New three dimensional symmetrical condensed lossy node for solution. *Electronics Letters*, v. 26, n. 7, p. 492–494, Mar 1990.

- [71] WHO. *Electromagnetic fields (EMF)*. 2013. Disponível em: <<http://www.who.int/peh-emf/standards/en/>> (acesso 27/10/2013)>.
- [72] CEPEL. *Fontes de campos eletromagnéticos*. 2013. Disponível em: <[http://www.cem.cepel.br / fontes.htm](http://www.cem.cepel.br/fontes.htm)> (acesso 27/10/2013)>.
- [73] DURHAM, M. O.; DURHAM, R. A. Lightning, transient and high frequency impact on material such as corrugated tubing. *Frontiers of Power*, p. VI 1–VI 10, Nov 2008.
- [74] RIBEIRO, J. A. J. *Propagação das ondas eletromagnética; princípios e aplicações*. [S.l.]: Erica LTDA, 2004. ISSN 85-7194-993-X.
- [75] IVORRA, A. Tissue electroporation as a bioelectric phenomenon: basic concepts. In: _____. *Irreversible electroporation*. [S.l.]: Springer, 2010. (Biomedical Engineering), cap. 2, p. 23–61. ISBN 978-3-642-05420-4.
- [76] MALMIVUO, J.; PLONSEY, R. *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. [S.l.]: New York: Oxford University Press, 1995. ISSN 0195058232.
- [77] IVANCEVIC, V. G.; IVANCEVIC, T. T. Geometrical bioelectrodynamics. *arXiv: 0807.4014v3 [q-bio.QM]*, p. 1–38, Sep 2008. Disponível em: <<http://arxiv.org/pdf/0807.4014v3.pdf>>.
- [78] KITCHEN, S. *Eletroterapia: prática baseada em evidências (Trad. Electrotherapy: evidence-based practice)*. 11. ed. São Paulo: Manole, 2003. 1-348 p. ISSN 85-204-1453-2.
- [79] SCHMIDT, R. F. *Neurofisiologia (Trad. Grundriss der Neurophysiologie)*. São Paulo: EPU, 2003. 1-372 p. ISBN 85-12-40150-8.
- [80] HILLE, B. *Ionic channels of excitable membranes*. 2. ed. Mass. USA: Sinauer Associates Inc, 1992. 1-607 p. ISBN 0-87893-323-9.
- [81] KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSEL, T. M. *Princípios da neurociência (Trad. Principles of neuro science)*. 4. ed. São Paulo: Manole, 2003. 1-1413 p. ISBN 85-204-1281-5.
- [82] PURVES, D. et al. *Neurociências (Trad)*. 4. ed. Porto Alegre: Artmed, 2010. ISBN 9788536323077.
- [83] HENEINE, I. F. *Biofísica básica*. São Paulo: Atheneu, 2010. 1-400 p.
- [84] HODGKIN, A. L.; HUXLEY, A. F. A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve. *J. Physiol*, n. 117, p. 500–544, Mar 1952.
- [85] GUYTON, A. C.; HALL, J. E. *Tratado de fisiologia médica (Trad. Textbook of medical physiology)*. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1972. 1-1014 p.
- [86] MYKLEBUST, J. B. et al. *Neural stimulation*. Florida: CRC, 1985. 1-158 / 1-160 p. ISBN 0-8493-5253.

- [87] NELSON, R. M.; HAYES, K. W.; CURRIER, D. P. *Eletroterapia clínica (Trad. Clinical Electrotherapy)*. São Paulo: Manole, 2003. 1-578 p. ISBN 85-204-1284-X.
- [88] NORDENSTROM, B. E. W. Impact of biologically closed electric circuits (bcec) on structure and function. *Integrative Physiological and Behavioral Science*, v. 27, n. 4, p. 285–303, Oct-Dec 1992.
- [89] KRUEGER-BECK, E. et al. Campos elétricos e magnéticos aplicados à regeneração nervosa periférica. *Rev Neurocienc*, v. 19, n. 2, p. 314–328, Mai 2011.
- [90] PLONSEY, R.; BARR, R. C. *Bioelectricity: a quantitative approach*. 2. ed. New York: Kluwer Academic/Plenum Publishers, 2000. 1-389 p. ISBN 0-306-46235-4.
- [91] PICADO, C. H. F.; PACCOLA, C. A. J.; FILHO, E. F. A. Correção da falha óssea femoral e tibial pelo método do transporte ósseo de ilizarov. *Acta ortop. bras.*, São Paulo, v. 8, n. 4, p. 1–9, Oct / Dec 2000. ISSN 1413-7852. Disponível em: <[http:// dx.doi.org/10.1590/S1413-78522000000400003](http://dx.doi.org/10.1590/S1413-78522000000400003) (Acessado 04/01/2014)>.
- [92] ANVISA. *Instruções de uso de fixador externo Ilizarov*. [S.l.], Jul 2005. 1-28 p. Disponível em: <[http:// www4.anvisa.gov.br/base/visadoc/REL](http://www4.anvisa.gov.br/base/visadoc/REL)>.
- [93] FELTEN, D. L.; JOZEFOWICZ, R. F. *Atlas de neurociência humana de Netter (Trad. Netter's atlas of human neuroscience)*. Porto Alegre: Artmed, 2005. 1-310 p. ISBN 1-929007-16-7.
- [94] BERGMAN, R. A. et al. *Atlas of Human Anatomy in Cross Section: Section 7. Lower Limb*. 2013. Disponível em: <<http://www.anatomyatlases.org/HumanAnatomy/7Section/Top.shtml> (Acessado Dec 27, 2013)>.
- [95] RUBINSTEIN, M.; UMAN, M. A. Methods for calculating the electromagnetic fields from a known source distribution: application to lightning. *IEEE transactions on electromagnetic compatibility*, USA, v. 31, n. 2, p. 183–189, May 1989.
- [96] RUBINSTEIN, M.; UMAN, M. A. Transient electric and magnetic fields associated with establishing a finite electrostatic dipole, revised. *IEEE transactions on electromagnetic compatibility*, USA, v. 33, n. 4, p. 312–320, Nov 1991.
- [97] RACHIDI, F. et al. Influence of a lossy ground on lightning-induced voltages on overhead lines. *IEEE transactions on electromagnetic compatibility*, IEEE, v. 38, n. 3, p. 250–264, Aug. 1996.
- [98] RHOUMA, A. B.; AURIOL, P. Modelling of the whole electric field changes during a close lightning discharge. *J. Phys. D: Appl. Phys.*, France, v. 30, p. 598–602, 1997.
- [99] HEIDLER, F.; CVETIĆ, J. M.; STANIC, B. Calculation of lightning current parameters. *IEEE Transactions on power delivery*, v. 14, n. 2, p. 399–404, Apr 1999.
- [100] HEIDLER, F.; CVETIĆ, J. M. A class of analytical functions to study the lightning effects associated with the current front. *ETEP*, v. 12, n. 2, p. 141–150, Mar/Apr 2002.

- [101] KORDI, B. et al. Application of antenna theory model to tall tower struck by lightning. *Journal of geophysical research*, v. 108, n. D17, p. 7.1–7.9, Sep 2003.
- [102] DJALEL, D.; ALI, H.; BENACHIBA, C. Coupling phenomenon between the lightning and high voltage networks. *World Academy of Science, Engineering and Technology*, Algeria, n. 3, p. 95–101, May 2007.
- [103] COORAY, V. The modelling of positive return strokes in lightning flashes. *Journal of Atmospheric and Solar-Terrestrial Physics*, Sweden, v. 62, n. 2000, p. 169–187, Aug 1999.
- [104] MOSADDEGHI, S. A. *Electromagnetic environment associated with lightning strikes to tall strike objects*. 1-152 p. Tese (Doutorado) — École Polytechnique Fédérale de Lausanne, Suisse, Mar 2011.
- [105] KAISER, K. L. *Electromagnetic compatibility handbook*. [S.l.]: USA: CRC Press, 2005. ISSN 0849320879.
- [106] JR, L. C. Z. *Transitórios eletromagnéticos em sistemas de potência*. [S.l.]: São Paulo: Edusp, 2003. ISSN 8531407559.
- [107] ANDREUC CETTI, D.; FOSSI, R.; PETRUCCI, C. *Calculation of the Dielectric Properties of Body Tissues (based on the parametric model for the calculation of the dielectric properties of body tissues developed by C. Gabriel and colleagues)*. Italy, 2014. Disponível em: <<http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.htm> (Acessado 15/01/2014)>.
- [108] XUE, D.; DEMKOWICZ, L. Modeling of electromagnetic absorption/scattering problems on curvilinear geometies using hp finite / infinite element method. *Finite elements in analysis and design*, Elsevier, v. 42, p. 570–579, Jan 2006.
- [109] SAGNARD, F. Analytical modeling of insulated dipole applicators for interstitial hyperthermia: a review. *Radioengineering*, Rennes, France, v. 16, n. 2, p. 20–27, Jun 2007.
- [110] BARONZIO, G. F.; HAGER, E. D. *Hyperthermia in cancer treatment: a primer*. Texas-USA: Landes Bioscience, 2006. 1-383 p. ISSN 0-387-33440-8. Disponível em: <www.landesbioscience.com/iu/Baronzio-9781587065194.pdf>.
- [111] FIORENTINI, G.; SZASZ, A. Hyperthermia today: Electric energy, a new opportunity in cancer treatment. *J Cancer Res Ther*, v. 2, n. 2, p. 41–46, Jun 2006. Disponível em: <<http://www.cancerjournal.net>>.
- [112] CRISTINA, S.; ORLANDI, A. Calculation of the induced effects due to lightning stroke. *IEE Proceedings-B*, Italy, v. 139, n. 4, p. 374–380, Jul 1992.
- [113] KARPOWICZ, J.; GRYZ, K. An assessment of hazards caused by electromagnetic interaction on humans present near short-wave physiotherapeutic devices of various types including hazards for users of electronic active implantable medical devices (aimd). *BioMed Research International*, v. 2013, n. 150143, p. 1–8, Aug 2013. Disponível em: <dx.doi.org/10.1155/2013/150143>.

- [114] TAMUS, A. A. et al. Health effects of electromagnetic field generated by lightning current pulses near down conductors. *Journal of Physics*, Hungary, n. 301, 2011.
- [115] GABRIEL, S.; LAU, R. W.; GABRIEL, C. The dielectric properties of biological tissues: II. measurements in the frequency range 10 Hz. *Phys. Med. Biol.*, v. 41, p. 2251–2269, Oct 1996.
- [116] SAUREN, M. *Determining the influence of population variation on compliance with radiofrequency exposure limits*. 1-205 p. Tese (Doutorado) — College of Science, Engineering and Health, RMIT University, Jun 2011.
- [117] AND, N. P. D. M.; HART, F. X. Electric properties of tissues. *Encyclopedia of Biomedical Engineering*, JohnWiley and Sons, p. 1–12, Apr 2006.
- [118] PAREDES, A. E. O.; MENEZES, L. R.; JR., H. A. Statistical modeling of manufacturing uncertainties for microstrip filters. *Journal of Microwaves, Optoelectronics and Electromagnetic Applications*, SBMO/SBMag, v. 10, n. 1, p. 179–202, Jun 2011.
- [119] MENEZES, L. R. et al. Efficient computation of stochastic electromagnetic problems using unscented transforms. *IET Sci. Meas. Technol.*, v. 2, n. 2, p. 88–95, Mar 2008.
- [120] AIEN, M.; FOTUHI-FIRUZABAD, M.; AMINIFAR, F. Unscented transformation-based probabilistic optimal power the effect of wind power generation. *Turk J Elec Eng and Comp Sci*, Tehran, Iran, n. 21, p. 1284–1301, Sept 2013.
- [121] JULIER, S. J.; UHLMANN, J. K. Unscented filtering and nonlinear estimation. *IEEE Proceedings*, Columbia, v. 3, n. 92, p. 401–422, Mar 2004.
- [122] ZHANG, J. The calculating formulae and experimental methods in error propagation analysis. *IEEE Trans. on Reliability*, v. 2, n. 55, p. 169–181, 2006.
- [123] WEISSTEIN, E. W. *Gaussian Quadrature*. 2013. Disponível em: <<http://mathworld.wolfram.com/GaussianQuadrature.html> (acessado, Jul 2013)>.
- [124] AJAVI, A. *Direct computation of statistical variations in electromagnetic problems*. Tese (Doutorado) — Nottingham University, May 2008.
- [125] WEISSTEIN, E. W. *Rodrigues Representation*. 2013. Disponível em: <<http://mathworld.wolfram.com/RodriguesRepresentation.html> (acessado, Jul 2013)>.
- [126] BABLI, I.; A.SEBAK.; SUIMONS, N. Application of the tlm method to the interaction of em fields with dispersive dielectric bodies. *IEE Microw.Propag.*, v. 147, n. 3, Jun 2000.