YASMARA CONCEIÇÃO DE POLLI

**CARACTERIZAÇÃO DA ANISOTROPIA NA PERMISSIVIDADE DE
OSSO CORTICAL UTILIZANDO O MÉTODO DA IMPEDÂNCIA**

Tese apresentada à Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para obtenção do
título de Doutor em Engenharia Elétrica.

São Paulo

2008

YASMARA CONCEIÇÃO DE POLLI

**CARACTERIZAÇÃO DA ANISOTROPIA NA PERMISSIVIDADE DE
OSSO CORTICAL UTILIZANDO O MÉTODO DA IMPEDÂNCIA**

Tese apresentada à Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para obtenção do
título de Doutor em Engenharia Elétrica.

Área de Concentração:
Sistemas de Potência

Orientador:
Prof. Dr. Carlos Antonio F. Sartori

São Paulo

2008

Este exemplar foi revisado e alterado em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Paulo, 30 de abril de 2008.

Assinatura do autor

Assinatura do orientador

FICHA CATALOGRÁFICA

De Polli, Yasmara Conceição

Caracterização da anisotropia na permissividade de osso cortical utilizando o método da impedância / Y. C. De Polli. – ed. rev. -- São Paulo, 2008.

148 p.

Tese (Doutorado) – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia de Energia e Automação Elétricas.

1. Osso e ossos (Tratamento). 2. Dielétricos. 3. Método de impedância. I. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia de Energia e Automação Elétricas II. t.

DEDICATÓRIA

Aos meus filhos: *GUILHERME, THAÍS e FLÁVIA*.

Aos meus pais: *MARIA e WILMAR*.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Carlos Antonio França Sartori pela orientação e incentivo.

Ao Sr. Wilmar De Polli, pela valiosa contribuição no preparo das amostras e pelo incentivo.

Ao Prof. Dr. Antonio Carlos da Cunha Migliano pelas sugestões e por disponibilizar o Laboratório de Sistemas Eletromagnéticos (LSE/IEAv/CTA) para realização dos ensaios.

Aos colegas do Laboratório de Sistemas Eletromagnéticos, pelo apoio técnico, especialmente à Vera Lúcia Otero Brito.

Aos colegas Marcelo Amorim e Adriano Zanni do Setor de Projetos do IEAv/CTA, pela colaboração na confecção de ilustrações e desenhos técnicos usados para o desenvolvimento de dispositivos auxiliares durante o desenvolvimento deste trabalho.

À equipe da Biblioteca do IEAv/CTA: Satyco, Anivaldo, Rosilene, Sueli e Célia pela eficiência em disponibilizar todo material bibliográfico desde o projeto até a finalização deste trabalho.

À minha filha, Flávia De Polli Migliano, pelo apoio na busca de material bibliográfico, diretamente na Universidade de Columbia (em Nova York – Estados Unidos).

Ao Instituto de Estudos Avançados – IEAv/CTA, especialmente ao chefe da Divisão de Física Aplicada, Dr. Antonio Carlos de Jesus Paes e aos colegas Dr. Celso Fuhrmann e Dr. Carlos Rodolfo Silveira Stoppa.

Ao Instituto de Fomento e Coordenação Industrial – IFI/CTA, especialmente aos colegas João Frederico, João Maria e Marcos da Divisão de Confiabilidade Metrológica Aeroespacial (CMA), pela contribuição nas atividades de dimensionamento das amostras.

À Escola Politécnica da Universidade de São Paulo por seu apoio acadêmico.

À Fundação Casimiro Montenegro Filho (FCMF) e à Fundação de Ciência, Aplicações e Tecnologia Espaciais (FUNCATE) pelo apoio financeiro.

Ao Sr. Osvaldo Ribeiro da Cruz pela colaboração, disponibilizando recursos materiais para o desenvolvimento do trabalho.

Aos meus pais pelo carinho e incansável incentivo e apoio.

Aos meus filhos pela compreensão e carinho.

A todos que contribuíram de alguma forma para a realização deste trabalho.

RESUMO

DE POLLI, Y. C. **Caracterização da anisotropia na permissividade de osso cortical utilizando o método da impedância.** 2008. 148 p. Tese (Doutorado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

O conhecimento das propriedades dielétricas do osso tem se mostrado importante na medicina ortopédica para aplicações em diagnóstico e tratamento da osteoporose, de fraturas, controle da osteonecrose e, também, na área de cerâmicas industriais (porcelana de osso). Neste trabalho, apresenta-se uma metodologia de avaliação das permissividades complexas de osso cortical de fêmur bovino desidratado, utilizando-se o método de impedância em uma linha de transmissão. Esta se constitui de um condutor coaxial, do tipo N, de uma porta, e um terminal aberto, que é conectado a um analisador de impedância. A faixa de frequência considerada está compreendida entre 100 Hz e 1 MHz. Em particular, apresenta-se uma metodologia de caracterização dielétrica de osso, com ênfase nas avaliações das suas características anisotrópicas. Alguns resultados das propriedades dielétricas são comparados com os valores experimentais e teóricos disponíveis na literatura. Este procedimento é justificado, haja vista que os valores experimentais encontrados na literatura são esparsos e pontuais, quando se considera toda a faixa do espectro eletromagnético avaliado. Ressalta-se que não existe um consenso entre especialistas da área sobre a precisão e metodologia de obtenção destes. O mesmo ocorre com relação aos protocolos de medição propostos nas normas internacionais, em particular, quando se buscam padrões de avaliações de materiais biológicos sólidos. Os valores da permissividade obtidos com as medidas realizadas entre 100 Hz e 1 MHz evidenciam a presença de uma anisotropia efetiva, sendo esta característica ressaltada em frequências da ordem de algumas dezenas de kHz. Embora o fenômeno de anisotropia não se manifeste nas faixas superiores à anteriormente mencionada, algumas medidas foram realizadas, também, numa faixa de frequências superiores, entre 50 MHz e 3 GHz. Utilizou-se um analisador de redes conectado a um dispositivo coaxial de duas portas, visando avaliar a adequabilidade dos procedimentos de preparação do tecido ósseo na avaliação das características de materiais biológicos em altas frequências, já que se dispunha da instrumentação necessária e de alguns resultados, obtidos na literatura, para sua validação.

Palavras-chave: Anisotropia. Permissividade complexa. Osso cortical. Método da impedância.

ABSTRACT

DE POLLI, Y. C. **Characterization of anisotropy in the permittivity of cortical bone using the impedance method.** 2008. 148 p. Thesis (Doctoral) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

The knowledge of the dielectric properties of bones has become important to orthopedic therapy, for applications in the diagnosis and treatment of osteoporosis, fractures, and osteonecrosis, as well as in the industrial ceramics field (*bone china*). This work proposes a methodology for the evaluation of the complex permittivity of a dehydrated cortical bone of bovine femur, using an impedance method in a transmission line. The transmission line is composed by an one-port open-ended N-type coaxial conductor, connected to an impedance analyzer. The frequency range studied was 100 Hz – 1 MHz. The methodology proposed is proper for the dielectric characterization of bone and this work emphasizes the evaluation of its anisotropic characteristics. Some dielectric properties experimentally found in this work are compared to the experimental and theoretical results available in literature, which are sparse and punctual in the considered electromagnetic spectrum. It is pointed out that there is no agreement among the experts when the subject is the proper measuring methodology and its precision. The same occurs when the subject is the measuring protocols proposed by the international standards, especially for solid biological materials. The permittivity results obtained in frequencies between 100 Hz and 1 MHz evince an effective anisotropy, which stands out in frequencies of a few tens of kHz. Although the anisotropy phenomenon does not occur in a frequency range higher than the one previously mentioned, some measures were taken in the 50 MHz – 3 GHz range for validation, based on results from literature. A network analyzer and a two-port coaxial device were then used in such measures, which aimed the evaluation of the adequacy of the procedure used in the preparation of the bone tissue in high-frequency measurements.

Keywords: Anisotropy. Complex permittivity. Cortical bone. Impedance method.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Osso trabecular, na cabeça de um fêmur desidratado, e osso cortical, ao longo do seu maior comprimento. Imagem obtida com base em [32].	40
Figura 2	Estrutura organizacional de um osso longo. Imagem obtida com base em [88].	41
Figura 3	Esquema do sistema de medição para obter dados de permissividade elétrica complexa a partir de um circuito de linha de transmissão coaxial em aberto.	45
Figura 4	Linha de transmissão terminada por uma carga L , com ondas incidente e refletida.	50
Figura 5	Esquema do procedimento experimental proposto para obter as permissividades.	58
Figura 6	Região do fêmur de onde foram extraídos os discos para confecção das amostras. (a) Ressalta-se a região diafísica. (b) Vista superior da matriz para obtenção das amostras.	59
Figura 7	(a) Processo de confecção das amostras de osso cortical, em três eixos ortogonais. (b) São mostradas as linhas do campo TEM , radiais e perpendiculares aos eixos de cada amostra, quando exposta ao sinal emitido pelo analisador de impedância. Desenho de Adriano Zanni.	60
Figura 8	Componentes do porta-amostra, utilizado para as medidas de impedância, na faixa de frequência de 100 Hz a 1 MHz.	61
Figura 9	Instrumentação utilizada nos ensaios de medidas de permissividades elétricas.	64
Figura 10	Inserção da amostra na LT Coaxial, ambas climatizadas na câmara de controle de temperatura e umidade relativa.	68
Figura 11	Medidas de impedância com o porta-amostra montado como um circuito aberto. Ressaltam-se a alta impedância ($10\text{ M}\Omega < Z < 10\text{ G}\Omega$, teoricamente infinita) obtida com o porta-amostra vazio e as curvas de reatância (símbolo “ $\square$ ”) e de resistência (símbolo “+”), obtidas com o porta-amostra preenchido com a amostra de osso.	70
Figura 12	Parte real da permissividade elétrica de osso cortical de fêmur bovino. Cada divisão no eixo x corresponde a um intervalo de frequência de 295 MHz.	73
Figura 13	Curvas de permissividade relativa do osso, medida em amostras longitudinais e segmentadas em três faixas de frequência, com duas regiões de sobreposição de dados. As regiões I e II foram ampliadas nos gráficos (b) e (c), respectivamente.	76
Figura 14	Curvas do fator de perdas do osso, medido em amostras longitudinais e segmentadas em três faixas de frequência, com duas regiões de sobreposição de dados. As regiões I e II foram ampliadas nos gráficos (b) e (c), respectivamente.	78

Figura 15	Curvas de permissividade relativa do osso, medida em amostras radiais e segmentadas em três faixas de frequência, com duas regiões de sobreposição de dados. As regiões I e II foram ampliadas nos gráficos (b) e (c), respectivamente.	80
Figura 16	Curvas do fator de perdas do osso, medido em amostras radiais e segmentadas em três faixas de frequência, com duas regiões de sobreposição de dados. As regiões I e II foram ampliadas nos gráficos (b) e (c), respectivamente.	82
Figura 17	Variação da permissividade relativa de uma amostra tangencial (eixo x) do Osso-3 (a) antes e (b) depois da pintura com tinta condutiva, para vários níveis de tensão de entrada do analisador de impedância.	83
Figura 18	Variação do fator de perdas da mesma amostra tangencial (eixo x) do Osso-3 (a) antes e (b) depois da pintura com tinta condutiva, para vários níveis de tensão de entrada do analisador de impedância.	84
Figura 19	Variação da tangente de perdas da mesma amostra tangencial (eixo x) do Osso-3 (a) antes e (b) depois da pintura com tinta condutiva, para vários níveis de tensão de entrada do analisador de impedância.	85
Figura 20	Variação da permissividade relativa de três amostras ortogonais (a) antes e (b) depois da pintura com tinta condutiva.	86
Figura 21	Variação do fator de perdas das mesmas três amostras ortogonais (a) antes e (b) depois da pintura com tinta condutiva.	87
Figura 22	Variação da tangente de perdas das mesmas três amostras ortogonais (a) antes e (b) depois da pintura com tinta condutiva.	88
Figura 23	Variação da tangente de perdas dielétricas com a frequência na direção longitudinal da amostra.	89
Figura 24	Variação da tangente de perdas dielétricas com a frequência na direção radial da amostra.	90
Figura 25	Variação da tangente de perdas dielétricas com a frequência na direção tangencial da amostra.	90
Figura 26	Medidas da permissividade relativa radial (ϵ'_{rad}) em função da mesma grandeza na direção longitudinal (ϵ'_{long}) e uma curva de referência, representando $\epsilon'_{\text{rad}} = \epsilon'_{\text{long}}$.	92
Figura 27	Medidas da permissividade relativa tangencial (ϵ'_{tang}) em função da mesma grandeza na direção longitudinal (ϵ'_{long}) e uma curva de referência, representando $\epsilon'_{\text{tang}} = \epsilon'_{\text{long}}$.	92
Figura 28	Medidas do fator de perdas radial (ϵ''_{rad}) em função da mesma grandeza na direção longitudinal (ϵ''_{long}) e uma curva de referência, representando $\epsilon''_{\text{rad}} = \epsilon''_{\text{long}}$.	93

Figura 29	Medidas do fator de perdas tangencial (ϵ''_{tang}) em função da mesma grandeza na direção longitudinal (ϵ''_{long}) e uma curva de referência, representando $\epsilon''_{\text{tang}} = \epsilon''_{\text{long}}$.	93
Figura 30	Algumas medidas (representadas por símbolos, no gráfico) e o resultado de compilação da equação de Cole-Cole-4 (linha tracejada) da permissividade relativa de osso em mamíferos em função da frequência, confrontados com a curva obtida neste trabalho (linha cheia) na faixa de frequência entre 50 MHz e 3 GHz. As indicações entre colchetes correspondem às referências citadas neste trabalho.	94
Figura 31	Parte real da permissividade complexa relativa de amostras de osso, na direção radial, em função da mesma grandeza, na sua direção longitudinal, para frequências desde 1 kHz até 3 MHz. Curvas obtidas por Sánchez e De Mercato [30].	95
Figura 32	Parte real da permissividade complexa relativa de amostras de osso, na direção tangencial, em função da mesma grandeza, na sua direção longitudinal, para frequências desde 1 kHz até 3 MHz. Curvas obtidas por Sánchez e De Mercato [30].	95
Figura 33	Parte imaginária da permissividade complexa relativa de amostras de osso, na direção radial, em função da mesma grandeza, na sua direção longitudinal, para frequências desde 1 kHz até 3 MHz. Curvas obtidas por Sánchez e De Mercato [30].	96
Figura 34	Parte imaginária da permissividade complexa relativa de amostras de osso, na direção tangencial, em função da mesma grandeza, na sua direção longitudinal, para frequências desde 1 kHz até 3 MHz. Curvas obtidas por Sánchez e De Mercato [30].	96
Figura 35	<i>Gaps</i> de ar entre a amostra e o porta amostra coaxial.	98
Figura 36	Medidas da permissividade relativa, obtidas pelo método de LT coaxial, mostrando as discrepâncias geradas pela presença de <i>gaps</i> de ar entre a amostra e a linha. Obtida com base em dados de [94].	99
Figura 37	Regiões que caracterizam um osso longo. Imagem obtida com base em [101].	120
Figura 38	Relaxação de Debye para água deionizada a 30 °C, sendo f_r a frequência de relaxação. Imagem obtida com base em [48].	128
Figura 39	Gráfico de Cole-Cole referente aos mesmos dados da Figura anterior. Imagem obtida com base em [48].	128
Figura 40	Arranjo experimental para medidas de dielétricos usando linha <i>TEM</i> e analisador de redes vetorial.	133
Figura 41	Variação do fator de dissipação com a frequência na direção longitudinal do osso. Curvas obtidas por Sánchez e De Mercato [30].	136
Figura 42	Variação do fator de dissipação com a frequência na direção radial do osso. Curvas obtidas por Sánchez e De Mercato [30].	137

Figura 43	Variação do fator de dissipação com a frequência na direção tangencial do osso. Curvas obtidas por Sánchez e De Mercato [30].	137
Figura 44	Gráfico da permissividade relativa de osso cortical de várias regiões do corpo de vários mamíferos, conforme legenda acima. Obtido com base em [42].	143
Figura 45	Gráfico da condutividade elétrica de osso cortical de várias regiões do corpo de vários mamíferos, conforme legenda acima. Obtido com base em [42].	144
Figura 46	Medidas da permissividade complexa de osso cortical (crânio) de ovino à temperatura de 37 °C, obtidos experimentalmente por C. Gabriel e S. Gabriel.	145
Figura 47	Comparação gráfica entre as permissividades e condutividades compiladas durante o projeto de Gabriel e colegas [42], na faixa de frequências entre 10 Hz e 20 GHz, os dados experimentais obtidos da literatura e aqueles medidos pelo próprio grupo durante o desenvolvimento do projeto.	146

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Dimensões das amostras de ossos.	65
Tabela 2	Certificação da instrumentação utilizada neste trabalho.	100
Tabela 3	Valores médios da $tg \delta$ nas três direções ortogonais do sistema de referência, obtidos neste trabalho e em [30], para as frequências de 100 Hz e 1 MHz.	104
Tabela 4	Valores mínimos e máximos da tangente de perdas obtidos neste trabalho e na referência [30], para as três direções ortogonais nas frequências mínima (100 Hz) e máxima (1 MHz) dos ensaios.	105
Tabela 5	<i>HBSS</i> – Soluções Balanceadas de Sal de Hanks – Exemplos.	122
Tabela 6	Bandas de microondas.	123
Tabela 7	Bandas aproximadas de radiofrequência.	124
Tabela 8	Faixas de valores de permissividades relativas medidas em nove amostras desidratadas de osso cortical de fêmur bovino [27].	135
Tabela 9	Parâmetros utilizados na equação 4-Cole-Cole no trabalho de C. Gabriel e colegas [42].	140

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<i>ac</i>	Corrente Alternada (<i>Alternating Current</i>)
ANSI	American National Standards Institute
ASME	American Society of Mechanical Engineers
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
CMA	Confiabilidade Metrológica Aeroespacial
CTA	Comando-Geral de Tecnologia Aeroespacial
<i>dc</i>	Corrente Contínua (<i>Direct Current</i>)
<i>EMF</i>	Campos Eletromagnéticos (<i>Electromagnetic Fields</i>)
ICNIRP	International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection
<i>IEC</i>	International Electrotechnical Committee
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
IFI	Instituto de Fomento e Coordenação Industrial
INMETRO	Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial
ISO	International Standards Organization
LCT	Laboratório de Calibração Térmica do IFI/CTA
<i>LF</i>	Baixa Frequência (<i>Low Frequency</i>)
LMAG	Laboratório de Eletromagnetismo Aplicado
LME	Laboratório de Medidas Elétricas do IFI/CTA
LSE	Laboratório de Sistemas Eletromagnéticos
NIST	National Institute of Standards and Technology
NPL	National Physical Laboratory
OMS	Organização Mundial de Saúde
RBC	Rede Brasileira de Calibração

RF	Radiofrequência
RNI	Radiação Não-Ionizante
rpm	rotações por minuto
SAR	Taxa de Absorção Específica (<i>Specific Absorption Rate</i>)
SI	Sistema Internacional de unidades
SWR	Ver VSWR
TEM	Campos Elétrico e Magnético Transversos (<i>Transverse Electric and Magnetic Fields</i>)
T/R	Transmissão e Reflexão
VNA	Analizador de Rede Vetorial (<i>Vector Network Analyzer</i>)
VSWR	Razão de onda estacionária, também conhecida por <i>SWR</i> (<i>Voltage Standing Wave Ratio</i> ou, simplesmente, <i>Standing Wave Ratio</i>)

LISTA DE SÍMBOLOS

ϵ_0	Permissividade elétrica do espaço livre ($\epsilon_0=8,8542 \times 10^{-12}$ F.m ⁻¹)
μ_0	Permeabilidade magnética do espaço livre ($\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$ H.m ⁻¹)
$\dot{\epsilon}$	Permissividade elétrica complexa $\dot{\epsilon} = \epsilon_0 (\epsilon' - j\epsilon'')$
$\dot{\mu}$	Permeabilidade magnética complexa $\dot{\mu} = \mu_0 (\mu' - j\mu'')$
$\dot{\epsilon}_r$	Permissividade elétrica complexa relativa $\dot{\epsilon}_r = \frac{\dot{\epsilon}}{\epsilon_0} = \epsilon' - j\epsilon''$
$\dot{\mu}_r$	Permeabilidade magnética complexa relativa $\dot{\mu}_r = \frac{\dot{\mu}}{\mu_0} = \mu' - j\mu''$
ϵ' ou ϵ'_r	Parte real da permissividade elétrica complexa relativa
μ' ou μ'_r	Parte real da permeabilidade magnética complexa relativa
ϵ'' ou ϵ''_r	Parte imaginária da permissividade elétrica complexa relativa
μ'' ou μ''_r	Parte imaginária da permeabilidade magnética complexa relativa
σ	Condutividade elétrica
ω	Frequência angular correspondente a ($2\pi f$)
f	Frequência da onda eletromagnética
L	Carga de um circuito
l	Comprimento do porta-amostra
l_s	Comprimento da amostra
D	Diâmetro externo da amostra coaxial
d	Diâmetro interno da amostra coaxial
j	Unidade imaginária: $j = \sqrt{-1}$
S	Parâmetro de espalhamento da onda eletromagnética

Γ	Coeficiente de reflexão da onda eletromagnética	
T	Coeficiente de transmissão da onda eletromagnética	
k	Número de onda	
k_0	Fator de propagação no espaço livre;	
c	Velocidade da luz no espaço livre ($c = (1/\sqrt{\mu_0 \epsilon_0}) = 2,9979 \times 10^8 \text{ m.s}^{-1}$)	
τ	Tempo de relaxação dielétrica	
f_r	Frequência de relaxação, $f_r = 1/2\pi\tau$	
λ	Comprimento de onda	
γ	Constante de propagação da onda eletromagnética, inapropriadamente denominada, pois se trata de uma variável complexa definida por $\gamma = \alpha + j\beta$, [m^{-1}]. Também pode ser a denominação atribuída à região de dispersão, presente no comportamento de ϵ' da membrana celular com a frequência, em torno de 100 MHz.	
α	Constante de atenuação da onda eletromagnética, [Np m^{-1}]. Também pode ser a denominação atribuída à região de dispersão, presente no comportamento de ϵ' da membrana celular, com a frequência em torno de 1 kHz. E, ainda, pode aparecer no texto como o parâmetro de distribuição na equação de Cole-Cole [adimensional].	
β	Constante de fase da onda eletromagnética, [rad m^{-1}] ou [grau m^{-1}]. Também pode ser a denominação atribuída à região de dispersão, presente no comportamento de ϵ' da membrana celular com a frequência em torno de 10 kHz.	
$\vec{r}(x, y, z)$ ou $\vec{r}(\rho, \phi, z)$	Vetor posição definido num sistema de coordenadas (cartesianas ou cilíndricas) a partir de um referencial do laboratório.	
$\vec{r}'(x', y', z')$ ou $\vec{r}'(\rho', \phi', z')$	Vetor posição definido num sistema de coordenadas (cartesianas ou cilíndricas) no referencial da amostra.	
$\dot{\Gamma}_v$	Coeficiente de reflexão para a tensão, complexo	
$\dot{\Gamma}_i$	Coeficiente de reflexão para a corrente, complexo	
$\dot{E}(\vec{r})$	Fasor campo elétrico; $\dot{D}(\vec{r})$	Fasor deslocamento elétrico
$\dot{H}(\vec{r})$	Fasor campo magnético	

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	20
1.1	OBJETIVOS E CONTRIBUIÇÕES ORIGINAIS	24
1.2	ORGANIZAÇÃO DA TESE	25
2	REVISÃO DA LITERATURA	26
2.1	ESTADO DA ARTE	29
3	METODOLOGIA	39
3.1	INTRODUÇÃO	39
3.2	DESENVOLVIMENTO TEÓRICO	42
3.2.1	Método de Impedância numa Linha de Transmissão Coaxial	44
3.2.2	Relações entre Componentes da Permissividade e da Impedância	45
3.2.3	Anisotropia	57
3.3	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	58
3.3.1	Processo de Confeção das Amostras	59
3.3.2	Instrumentação Utilizada	63
3.3.3	Procedimento para Medida das Dimensões das Amostras	64
3.3.4	Técnicas de Medidas de Impedância	66
3.3.5	Processo de Calibração do Analisador de Impedância	67
3.3.6	Controle Ambiental de Umidade e Temperatura	68
3.3.7	Identificação das Fontes de Incerteza	68
4	RESULTADOS EXPERIMENTAIS	72
4.1	INTRODUÇÃO	72
4.2	ADEQUABILIDADE DO PROCESSO DE CONFECÇÃO DAS AMOSTRAS	72

4.3	CONCORDÂNCIA ENTRE CURVAS OBTIDAS EM DIFERENTES FAIXAS DE FREQUÊNCIAS	73
4.4	AJUSTE DA AMPLITUDE DE OSCILAÇÃO DO SINAL DE ENTRADA	82
4.5	EFEITO DA PINTURA DAS AMOSTRAS COM TINTA CONDUTIVA	86
4.6	MEDIDAS DA ANISOTROPIA	89
4.7	COMPARAÇÕES COM OUTRAS METODOLOGIAS	94
5	DISCUSSÃO	97
5.1	COMENTÁRIOS GERAIS SOBRE A METODOLOGIA PROPOSTA	97
5.2	COMENTÁRIOS GERAIS SOBRE OS RESULTADOS OBTIDOS	101
6	CONCLUSÕES	107
6.1	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	108
	REFERÊNCIAS	110
	GLOSSÁRIO	119
	APÊNDICE A – MODELOS DE RELAXAÇÃO DIELÉTRICA	127
	APÊNDICE B – RESUMO DA NORMA <i>IEEE Std 1528</i>	130
	APÊNDICE C –ESTUDOS DE DE MERCATO E SÁNCHEZ	135
	APÊNDICE D – COMPILAÇÕES DE PROPRIEDADES DIELÉTRICAS	138

1 INTRODUÇÃO

Os avanços da tecnologia, nas últimas décadas, permitiram ao homem desenvolver dispositivos eletro-eletrônicos e eletromagnéticos com um vasto campo de aplicações. O advento da globalização, aliado a uma célere redução de custos, provocou ampla e rápida disseminação desses instrumentos. Como consequência, houve uma alteração significativa nos ambientes eletromagnéticos, decorrente dos campos elétricos e magnéticos resultantes. Dessa forma, os seres vivos encontram-se, atualmente, expostos a níveis de energia eletromagnética até então incomuns no seu dia-a-dia. Esse fato despertou a atenção da comunidade científica, da população em geral e de autoridades para questões relativas às interações dessas energias com o ambiente, os animais e, principalmente, com o ser humano. Houve necessidade de se realizarem estudos sobre a possibilidade de eventuais efeitos biológicos relacionados aos seres vivos em geral. Com base nas conclusões dessas avaliações, então, foi possível estabelecer os primeiros limites de exposição, normas e leis para o uso desses dispositivos emissores de Radiação Eletromagnética Não-Ionizante (RNI) [1].

Atualmente, existe muita divergência entre os especialistas quanto à ocorrência de certos efeitos da RNI, de modo que as pesquisas, nessa área, encontram-se em pleno desenvolvimento. O conhecimento detalhado sobre o comportamento e as intensidades das propriedades dielétricas nos materiais biológicos, como função da intensidade e da frequência dos campos eletromagnéticos, aos quais esses materiais possam estar expostos, assume grande importância para o estudo dos efeitos da RNI nos vários tipos de tecidos que constituem o corpo humano.

Visto que o assunto das interações entre campos eletromagnéticos (*EMF*) e o ser humano tem repercussão mundial, a Organização Mundial da Saúde (OMS) implementou um projeto visando abordar esse tema, o *INTERNATIONAL EMF PROJECT*, iniciado em 1996.

O objetivo principal dessa ação é promover a pesquisa científica sobre os possíveis efeitos dos campos eletromagnéticos na saúde, considerando-se frequências até 300 GHz [2], [3].

Um dos parâmetros utilizados para avaliar possíveis efeitos térmicos em seres vivos, na faixa de frequências de 100 kHz a 10 GHz, é denominado Taxa de Absorção Específica (*SAR – Specific Absorption Rate*). Trata-se de uma quantidade dosimétrica, correspondendo à taxa temporal de energia eletromagnética absorvida por unidade de massa do material exposto [4]. Sua determinação experimental é feita em animais, por meio de técnicas termométricas ou termográficas, relacionando a *SAR* com o aumento de temperatura induzido pela absorção da energia eletromagnética. Os resultados experimentais são extrapolados para o corpo humano. Ela também pode ser determinada por meio de modelos computacionais de um corpo exposto (*phantom*) a um perfil de campo ou radiação. O cálculo dessa quantidade depende de dados das propriedades dielétricas dos materiais expostos. Ressalta-se, entretanto, que possíveis variações nesses dados podem implicar alterações significativas nos valores da *SAR* [4]-[9].

Por outro lado, certos fenômenos decorrentes de sua interação eletromagnética com tecidos biológicos puderam ser aplicados, por exemplo, na medicina, para desenvolver aparelhos capazes de diagnosticar, de controlar e até de promover a cura de muitos tipos de patologias. Para isto, a dosagem da energia recebida deve ser adequada a cada caso [10]-[12]. Mencionam-se, por exemplo, os aparelhos de ressonância magnética, permitindo diagnosticar uma série de anormalidades por meio das imagens formadas [11], [13]; a hipertermia, resultante da aplicação de campos eletromagnéticos, tem sido usada nas clínicas de fisioterapia e também no tratamento de alguns tipos de câncer [11], [14]-[20]. Outra área de aplicação da RNI, que também se utiliza dos conhecimentos sobre as propriedades dielétricas, é a agronomia, aplicando energia de RF e microondas¹ no controle de pragas nas plantações

¹ Neste trabalho, o termo “radiofrequência” corresponde à faixa de frequências do espectro eletromagnético entre 3 Hz e 300 GHz e o termo “microondas” à sub-região, na banda de radiofrequência, compreendida entre as frequências de 1 GHz a 40 GHz, conforme definido por Kraus/Fleisch [90].

por efeitos térmicos, na determinação da umidade em grãos (sensores) e tratamento e conservação de sementes e produtos [21]-[23].

No caso do osso, as propriedades dielétricas vêm sendo extensivamente estudadas, nas últimas décadas, principalmente, devido às respostas obtidas com a estimulação elétrica em suas estruturas. O tecido ósseo apresenta capacidade de se multiplicar (osteogênese) quando é submetido a determinados campos elétricos ou magnéticos pulsados. Essa característica já é utilizada nas terapias ortopédicas, para desencadear processos de regeneração óssea devido a fraturas, osteoporose e outras doenças degenerativas. Estuda-se, ainda, a possibilidade de se fazer o diagnóstico, por exemplo, da osteoporose utilizando-se das diferenças nas propriedades dielétricas do tecido saudável e do tecido comprometido com a doença [11], [24]-[32].

Embora este trabalho tenha o foco na área da engenharia, alguns termos comuns na área biológica, referentes à nomenclatura e à própria estrutura do osso são utilizados no seu desenvolvimento. Dessa forma, para evitar a inserção de longos textos explicativos, que possam gerar uma descontinuidade na leitura da tese, são disponibilizados, ao final dela, um glossário e, também, são citadas referências para eventuais consultas e aprofundamento sobre esses assuntos.

O osso, que é um tecido biológico vivo e constituído por uma estrutura complexa de componentes inorgânicos e orgânicos, revela uma natureza anisotrópica nas frequências abaixo de 1 MHz [4], [16], [29]-[31]. Para os estudos desenvolvidos neste trabalho, é importante saber, inicialmente, que essa estrutura, bastante heterogênea, subdivide-se, do ponto de vista macroscópico, em duas subestruturas denominadas osso cortical e osso trabecular [32]. O osso cortical forma a camada externa de proteção da estrutura óssea, o trabecular tem aparência esponjosa e, envolvida por esses dois tipos de estrutura, encontra-se a medula óssea [32].

Dada a importância tanto das aplicações médicas, na medicina diagnóstica, ou clínica (prevenindo ou tratando certas patologias) como das aplicações na indústria e na pesquisa das eventuais implicações da exposição de seres vivos à RNI, ressalta-se a necessidade de se dispor de valores precisos de suas propriedades dielétricas [33]-[36].

A complexidade de um assunto multidisciplinar, somada à carência de aprofundamento no conhecimento dos processos de interação dos campos elétricos, magnéticos e eletromagnéticos com materiais biológicos, vem estimulando a parceria entre especialistas de várias áreas e denotando a necessidade da formação de recursos humanos capacitados para atuarem nessa nova área, tanto no Brasil quanto no exterior.

A pesquisa bibliográfica, descrita no próximo capítulo, foi realizada em busca dos valores dessas propriedades e de metodologias disponíveis na literatura científica para a obtenção de dados de propriedades dielétricas de osso cortical. Ressalta-se, entretanto, que existem medidas esparsas, no espectro eletromagnético, de muitos tipos de tecidos biológicos, sob as mais variadas condições ambientais, realizadas sem a observação de aspectos como a biovariabilidade, possíveis anisotropias e a heterogeneidade dos tecidos, e sem um protocolo que represente consenso para os pesquisadores. Observa-se que, embora inúmeras pesquisas relacionadas à avaliação de efeitos da RNI em seres humanos tenham sido publicadas, não há registro, atualmente, de outros grupos no Brasil, além do Laboratório de Eletromagnetismo Aplicado – LMAG/USP e do Laboratório de Sistemas Eletromagnéticos – LSE/CTA, atuando em caracterização eletromagnética de materiais biológicos, segundo cadastro disponibilizado pelo Ministério da Ciência e Tecnologia [37], [38].

Alguns critérios foram utilizados para justificar a escolha do tipo de material biológico analisado neste trabalho, dentre eles mencionam-se:

- a) dificuldades operacionais e questões éticas impediram o uso de material humano nos laboratórios de ensaios;

- b) facilidade de obtenção e manuseio de osso bovino;
- c) possibilidade de extrapolar resultados de pesquisas em materiais biológicos de animais para seres humanos;
- d) a motivação atual e experiência do Grupo de Pesquisa em trabalhos relacionados à aplicabilidade dos resultados em estudos de regeneração de tecido ósseo, por exemplo, para recuperação de fraturas e osteoporose, por meio de estímulos com campos eletromagnéticos pulsados [39], [40];
- e) possibilidade de outras aplicações desse estudo, praticadas, inclusive, nesta Universidade como, por exemplo, a utilização de cinzas de ossos bovinos na fabricação de porcelana de ossos (*bone china*) [41].

1.1 OBJETIVOS E CONTRIBUIÇÕES ORIGINAIS

Justificado pelo cenário exposto na introdução, este trabalho tem por objetivos alcançar as seguintes metas:

- i . Implementar um processo para caracterizar as permissividades complexas de material biológico sólido, na faixa de frequência desde 100 Hz até 1 MHz. Propõe-se, neste caso, o método de impedância em linha de transmissão (LT) coaxial de uma porta. Esta metodologia é considerada uma contribuição inovadora nas pesquisas dessa área, em particular no Brasil.
- ii . Gerar e preparar amostras de osso cortical desidratado de fêmur bovino, cilíndricas e axialmente perpendiculares entre si, considerando-se um pequeno volume da diáfise (parte do corpo do fêmur sem as extremidades). Procedimento este que constitui uma contribuição atual e original.
- iii . Confrontar os resultados obtidos pela metodologia proposta, com os experimentais e teóricos, resultantes da aplicação de métodos diversos, disponíveis na literatura internacional. Menciona-se que os dados teóricos da dispersão da permissividade

elétrica a serem confrontados são aqueles disponibilizados pelo *Institute of Applied Physics* “Nello Carrara”, na Itália [42], [43]. Com relação aos resultados experimentais, a comparação é feita utilizando-se aqueles obtidos por [27], [30]. O conceito de dispersão é apresentado no glossário da tese.

- iv. Disponibilizar dados experimentais da permissividade complexa, em uma faixa contínua de frequência, na banda de frequência entre 100 Hz e 1 MHz. Ressalta-se que estes dados identificam os efeitos anisotrópicos no osso cortical desidratado, resultado da originalidade no processo de confecção das amostras e do método de impedância.

1.2 ORGANIZAÇÃO DA TESE

Os temas abordados neste trabalho estão separados em seis capítulos. Após a apresentação deste item, Introdução, o capítulo 2 apresenta o estado da arte, relativo às metodologias para avaliação da permissividade complexa de materiais biológicos sólidos, incluindo uma breve revisão da literatura. No capítulo 3, Metodologia, encontram-se os aspectos da teoria eletromagnética necessários ao desenvolvimento e compreensão do trabalho e a descrição das etapas do processo de preparação de amostras e realização das medidas de permissividade complexa, concluindo a apresentação da metodologia proposta. No capítulo 4 são relatados os resultados obtidos e faz-se a análise comparativa, visando à validação do método. Os capítulos 5 e 6 apresentam uma discussão sobre os resultados e as conclusões, respectivamente, mostrando, também, novos estudos e perspectivas futuras que possibilitarão a continuidade de pesquisas na área. Ressalta-se que, após o item de referências bibliográficas, foi necessária a inclusão de um glossário, visto o fato de muitas palavras não fazerem parte do vocabulário comum da Engenharia Elétrica. Também foram incluídos apêndices que visam complementar a compreensão e a argumentação desta tese.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Historicamente, o interesse no conhecimento das propriedades dielétricas dos materiais, isto é, da permissividade relativa (ϵ') e do fator de perdas (ϵ''), estiveram associados ao projeto e à utilização de equipamentos elétricos. Esses materiais eram e continuam sendo usados, por exemplo, para isolamento de condutores e outros componentes [44].

Entretanto, com relação às propriedades dielétricas de substâncias biológicas, o interesse surgiu a partir de meados do século XIX com a verificação de que campos elétricos e magnéticos interagem com materiais biológicos, podendo, ou não, gerar reações como a contração muscular e aplicações diversas como, por exemplo, a eletroterapia [16].

Inicialmente, esses estudos abordavam exposições às correntes de baixas frequências (abaixo de 100 MHz) e, somente após a Segunda Guerra Mundial, as aplicações com frequências elevadas, até 10 GHz, foram estudadas [45].

Hugo Fricke, na década de 1920, apresentou o primeiro modelo de relaxação dielétrica de células em suspensão, baseado em seus estudos teóricos sobre propriedades dielétricas de células em suspensão e na solução da equação de Laplace para esferas e elipsóides recobertos por membrana [46]. Nesse período, Fricke² (1924 apud MORGAN et al., 2007, p. 61) realizou medidas em eritrócitos caninos e obteve valores de capacitância, por unidade de área, da ordem de $0,01 \text{ F.m}^{-2}$ e, para a espessura da membrana, o valor de 3,3 nm [47]. O interesse em aplicações práticas levou Fricke e Morse a publicarem, em 1926, um trabalho mostrando que a permissividade de tecidos de mama neoplásica (a 20 kHz) era maior do que aquela de tecidos com tumores não-malígnos e tecidos de mama normal [46]. Com base nesse estudo, sugeriu-se a possibilidade de se obterem diagnósticos a partir dessas diferenças, ou seja, uma conjectura da obtenção de diagnósticos por imagens geradas a partir da diferença de

² FRICKE, H. A mathematical treatment of the electrical conductivity of colloids and cell suspensions. **J. Gen. Physiol.**, vol. 6, pp. 375-384, 1924.

impedâncias. Em 1926, McClendon³ (1926 apud FOSTER; SCHWAN, 1996, p. 29) tabelou a resistência e a capacitância do sangue entre 266 Hz e 2 MHz e supõe-se, tenha sido o primeiro pesquisador a medir os componentes da impedância de tecidos nesta extensa faixa de frequência. Na década de 1930, K. S. Cole e R. H. Cole chegaram ao famoso Diagrama de Cole-Cole. Utilizado até hoje, esse recurso de análise consiste de um plano complexo para representar a impedância do circuito equivalente de um material submetido a estímulos elétricos com frequências variáveis [46]-[48]. Ele é particularmente útil para os materiais que possuem um ou mais processos de relaxação, bem separados, com magnitudes comparáveis e que obedeçam às equações de Cole-Cole ou de Debye [48], quando ele toma a forma de um semicírculo, conforme pode ser observado no Apêndice A. Contudo, quando o material também possui condutividade, a representação de Cole-Cole torna-se menos conveniente, pois a presença da condutividade dc leva a uma divergência de ϵ'' em baixas frequências [49].

No final da década de 1930, pesquisadores mediram propriedades dielétricas de tecidos, usando a espectroscopia dielétrica, que consiste, basicamente, na medida da impedância de uma suspensão biológica, usando como excitação um sinal dc . A suspensão é acondicionada num sistema contendo de dois a quatro eletrodos. A corrente que passa pelo sistema é medida em função da frequência, para fornecer as propriedades dielétricas das partículas em suspensão [47]. Essa técnica considera, basicamente, eventos que ocorrem em condições de estado estacionário de sistemas em equilíbrio, como é o caso de muitos sistemas moleculares biológicos. Contudo, alguns sistemas biológicos podem não estar em estado de equilíbrio e assim algumas ferramentas analíticas da termodinâmica, para estados de não-equilíbrio, passaram a ser usadas e novas hipóteses, visando tais sistemas, foram postuladas [45].

³ McCLENDON, J. F., Colloidal properties of the surface of the living cell. Electric conductivity and capacity of blood to alternating currents of long duration and varying in frequency from 266 to 2,000,000 cycles per second. **J. Biol. Chem.**, vol. 69, pp. 733, 1926.

Após a Segunda Guerra Mundial, os estudos sobre propriedades dielétricas estenderam-se para valores de frequências até cerca de 10 GHz por causa do advento de tecnologias em microondas [45].

Antes de 1950, os relatórios sobre propriedades dielétricas de tecidos eram de difícil acesso e continham mais informações de interesse histórico do que prático. Além disso, poucos haviam sido revisados. Segundo Camelia Gabriel e colegas [50], a literatura científica, nas décadas de 1950 e 1960, foi predominantemente marcada pelos trabalhos de Schwan e seus colaboradores. As propriedades dielétricas do osso passaram a ser estudadas com a observação da presença de fenômenos piezoelétricos no osso pelos cientistas japoneses, Fukada e Yasuda, em 1957, conforme cita M. Fois e colaboradores [29]. Outro trabalho expressivo, do final da década de 1960, por apresentar uma ampla revisão dos dados de resistência específica dos tecidos, foi realizado por Geddes e Baker⁴ (1967, apud GABRIEL; GABRIEL; CORTHOUT, 1996, p.2231).

Nas décadas de 1970 e 1980, esses estudos passaram a incluir medidas *in vivo* dos tecidos biológicos [45]. Os trabalhos mais relevantes desse período focalizaram os dados de propriedades dielétricas obtidos no passado, seja na forma de revisão de seus valores, seja na forma de levantamento de dados simplesmente. Em fins dos anos 70, o aumento acentuado do interesse pelas propriedades dielétricas dos tecidos tornou-se evidente por causa dos estudos relacionados aos possíveis efeitos biológicos em seres humanos devidos a campos eletromagnéticos (*EMF*).

Em 1980, Stuchly e Stuchly [51] publicaram um artigo no *Journal of Microwave Power*, apresentando, em forma de tabela, um compêndio das propriedades dielétricas de alguns tipos de substâncias e tecidos biológicos, conhecidos até então, na faixa de frequência entre 10 kHz e 10 GHz. Em 1984, Pethig [14] reuniu as propriedades dielétricas de tecidos e

⁴ GEDDES, L. A.; BAKER, L. E. The specific resistance of biological material – a compendium of data for biomedical engineer and physiologist. **Med. Biol. Eng.**, vol. 5, pp. 271-293, 1967.

substâncias biológicas de mamíferos disponíveis na literatura, desde aminoácidos, proteínas, eletrólitos biológicos e membranas celulares até tecidos compostos por grande quantidade de água (*tissue-bound water*), considerando-se tecidos normais e cancerosos. Além disso, nesse trabalho, ele fez uma análise do comportamento dessas propriedades frente às suas composições básicas, com a finalidade de abrir discussão sobre as aplicações de *EMF*, entre 1 Hz e 10 GHz, como a hipertermia, para o tratamento de câncer, e a estimulação da regeneração óssea. Em 1986, Durney⁵ et al (1986, apud GABRIEL; GABRIEL; CORTHOUT, 1996, p.2232) elaboraram uma ampla revisão e tabelaram os dados disponíveis desde 1950. Dados relativos a tecidos humanos e *in vivo* passaram, então, a ser preferidos àqueles de animais. As medidas *in vitro* foram realizadas considerando-se dois parâmetros: a temperatura, mantida a valores mais próximos àquela do corpo humano e o tempo pós-morte do corpo, sendo o menor possível para a obtenção de dados sobre permissividade relativa e condutividade. Medidas obtidas a temperaturas baixas, em torno de 20 °C, também são relatadas nesse período. A maior parte desse material bibliográfico apresenta os dados na forma gráfica ao invés de tabelas. Os coeficientes de temperatura, tanto para a permissividade quanto para a condutividade, são diferentes para cada tipo de tecido e em cada frequência. Assim, de acordo com os estudos realizados nessa época, as informações sobre esses coeficientes são escassas e não oferecem robustez metodológica para garantir generalização, nem extrapolação [50].

2.1 ESTADO DA ARTE

No período entre a década de 1990 até o presente, observa-se que os trabalhos sobre medidas de propriedades dielétricas, em tecidos biológicos, destacam estudos da aplicação de técnicas de banda larga na faixa de frequências de RF e microondas [52], [53], de métodos

⁵ DURNEY, C. H.; MASSOUDI, H.; ISKANDER, M. F. Radiofrequency radiation dosimetry handbook. Air Force Base USAFSAM-TR-85-73. 1986.

não-destrutivos, ou não-invasivos, para estudos *in-vivo* [54]-[59], e de técnicas específicas para dielétricos de baixas e médias perdas [60], [61]. Tanto para os métodos ressonantes [62], [63], como para os de linha de transmissão [64], o desenvolvimento de dispositivos sensores de diferentes tipos tais como guias de ondas retangulares [57], [65], guias do tipo microfita (*microstrip*) [66] e guias desenvolvidos com a tecnologia MEMS (Micro-Electro-Mechanical System) [67] e as linhas coaxiais [50], [56], [68], [69] são citados nos trabalhos recentes como meios de otimização da acurácia nos resultados. Novas abordagens teóricas também vêm contribuindo para a operacionalidade de instrumentos de medidas tais como os analisadores de redes multiportas [70]. A aplicação do método de espaço livre é citada para medidas de propriedades dielétricas de líquidos na região de ondas milimétricas, recentemente liberada para uso comercial [71]. A influência de parâmetros biológicos como, por exemplo, a idade do indivíduo, que pode interferir nos valores das propriedades dielétricas devido às variações na quantidade de água presente nos tecidos ao longo de sua vida, também vem sendo objeto de estudo atualmente [72].

A partir da década de 1990, nota-se, também, uma preocupação em gerar e reavaliar normas e diretrizes que orientem e sistematizem todo o processo de tomada de dados de propriedades dielétricas em materiais biológicos. Entre as normas aplicáveis destaca-se a *IEEE Std 1528/2003 (Institute of Electrical and Electronics Engineers)*, com uma revisão *Std 1528a/2005*, que segue padrões do *American National Standards Institute (ANSI)* e da *International Standards Organization (ISO)*, e estabelece técnicas de medidas para determinação da SAR, incluindo um anexo sobre medidas de propriedades dielétricas em líquidos [73]-[75]. Outras normas também podem ser citadas como a Nota Técnica, *TN 1355-R*, do *National Institute of Standards and Technology (NIST)* [76], as normas da *American Society for Testing and Materials (ASTM)*: D1531-01 (destaque para filmes finos de polímeros), E252-84 (filmes finos de plásticos e metais), D2149-97 e D2520-01 (materiais

cerâmicos) e as normas do *International Electrotechnical Committee (IEC)*: 60377-1 (relevância na terminologia e nos aspectos das medidas em microondas), 60377-2, 61338-1-3 (ambas com relevância nas configurações dos métodos de medidas dielétricas em microondas) [73]. Embora elas tenham o foco em materiais não biológicos, apontam alguns aspectos referentes ao processo de medição que servem como base para os ensaios realizados com materiais biológicos. Assim, percebe-se ainda a necessidade de estabelecimento de um protocolo de medição de materiais biológicos sólidos que levem em conta, tanto os aspectos da metrologia, da física e da engenharia, quanto os da biologia e da medicina para a realização dos ensaios dessas medidas dielétricas.

Com relação à disponibilidade de dados dielétricos de tecidos biológicos, também no início da década de 1990, Francis A. Duck [77] publicou o livro, *Physical Properties of Tissue*, que tem sido referência para trabalhos posteriores. Nessa obra, ele recapitulou informações de dados de propriedades dielétricas e as ampliou, a partir de trabalhos com dados mais recentes.

Os avanços na área computacional e de imagens médicas, por exemplo, permitiam, em meados da década de 1990, simular *phantoms* anatomicamente corretos e com alta resolução, chegando a níveis de detalhamento de milímetros, com mais de 30 tipos de tecidos. Passou a ser importante que os valores das propriedades dielétricas desses tecidos também tivessem precisão compatível, não havendo, entretanto, consenso sobre os dados disponibilizados desses parâmetros [50].

Com o desenvolvimento de novos equipamentos, como os modernos analisadores de rede, de novos sensores e de sistemas de medidas no domínio do tempo, a determinação dessas propriedades, de forma rápida e precisa, permite uma melhor compreensão de fenômenos dielétricos em tecidos e outros materiais complexos.

Atualmente, é grande a variedade de métodos que permitem a realização de medidas de propriedades eletromagnéticas dos mais diferentes materiais, nas várias faixas de frequência do espectro eletromagnético. Destaca-se, ainda, que, segundo o manual “*A guide to the characterisation of dielectric material at RF and microwave frequencies*” do *National Physical Laboratory (NPL)* [78], o trabalho de Von Hippel [79], publicado em 1954, é o mais completo e amplamente conhecido relato sobre padrão de procedimentos para medidas dielétricas em RF e microondas.

Nos últimos 30 anos, cientistas, órgãos governamentais e outras entidades têm se empenhado para compreender e atuar, de modo a estabelecer limites e legislação, sobre a exposição à RNI, no que se refere às possibilidades de efeitos adversos à saúde do ser humano e à qualidade do ambiente. Com isso, os estudos sobre as interações entre campos elétricos, magnéticos e eletromagnéticos com os sistemas biológicos se intensificaram nesse período. Como exemplo, cita-se a avaliação do parâmetro dosimétrico *SAR*, que representa a taxa de energia eletromagnética absorvida por unidade de massa de material biológico, cuja magnitude está associada às propriedades dielétricas dos materiais. A obtenção desse parâmetro pode ser tanto teórica como experimental, por meio de simulações de situações de exposição eletromagnética e cálculo do campo elétrico interno às estruturas expostas ou em modelos experimentais (*phantoms*) e animais. Alguns trabalhos recentes [4], [6]-[9], [35], [80], ainda, ressaltam as implicações da variabilidade nos valores das propriedades dielétricas sobre os cálculos da *SAR*, principalmente da permissividade sobre os cálculos da *SAR* localizada. Assim, a busca por valores mais precisos e por métodos não-destrutivos, que permitam a avaliação de tecidos *in vivo* ainda é o desafio que se apresenta àqueles que se dedicam a esse ramo da pesquisa atualmente.

Com relação aos valores teóricos de propriedades dielétricas, apresentados na literatura, existem os modelos paramétricos, baseados nas equações de Cole-Cole [46], [47],

[81], por exemplo, que permitem a obtenção dos valores de permissividade e condutividade elétricas de vários tecidos. Esses valores foram disponibilizados pelo *Institute of Applied Physics* “Nello Carrara” (IFAC), na Itália, tendo como ponto de partida os valores de propriedades dielétricas compilados por Camelia Gabriel e Sami Gabriel, em 1996, na faixa de frequência entre 10 Hz e 20 GHz [46]. Essa compilação foi, então, estendida até a frequência de 100 GHz por Daniele Andreuccetti, Roberto Fossi e Caterina Petrucci e disponibilizada pelo IFAC [47]. O projeto inicial, de C. Gabriel e S. Gabriel teve como objetivo reunir dados experimentais e modelar a dependência com a frequência das propriedades dielétricas de 45 tecidos biológicos, para solucionar problemas das interações eletromagnéticas. O modelo espectral com quatro dispersões foi escolhido para representar as variações da permissividade elétrica com a frequência e a função de ajuste aplicada foi a 4-Cole-Cole. Observa-se que esse modelo pode ser aplicado para os estudos em frequências acima de 1 MHz e deve ser usado com mais critérios nas baixas frequências, região em que os dados da literatura são escassos e as incertezas são maiores.

Durante o projeto, os parâmetros de ajuste da equação de Cole-Cole foram obtidos a partir de duas fontes: 1) os dados de propriedades dielétricas de cada tipo de tecido considerado, disponíveis na literatura; 2) as medidas realizadas durante o projeto. Essas medidas foram realizadas em vinte tipos de tecidos biológicos diferentes, entre 10 Hz e 20 GHz e em outros dez tipos em frequências abaixo de 100 MHz somente. Nessas frequências abaixo de 100 MHz, o porta-amostras, cônico-coaxial, era relativamente grande, e muitos tecidos não apresentavam tamanho suficiente (um cubo de 50 mm de aresta) para o preparo do corpo-de-prova. Os tecidos foram obtidos a partir de três origens: 1) remoção de partes frescas de animais, principalmente ovelhas; 2) materiais humanos provenientes de autópsia e 3) pele e língua humanas *in vivo*. A instrumentação utilizada nas medidas foi composta por analisador de impedância HP 4192A, para frequências entre 10 Hz e 10 MHz, e

analisadores de rede, série HP 8700, para as faixas de 300 kHz a 3 GHz e de 130 MHz a 20 GHz. Em todos os casos foi usado um dispositivo coaxial *open-ended* para receber a amostra. No caso do analisador de impedância, um dispositivo coaxial cônico de 50 Ω de impedância foi adaptado para acomodar a amostra. Seus parâmetros característicos, capacitância e condutância, foram obtidos a partir das medidas de impedância do ar e de amostras padrões (água e solução salina).

As tabelas e gráficos apresentados nesses estudos de C. Gabriel e S. Gabriel e de D. Andreuccetti, R. Fossi e C. Petrucci, para o osso cortical, servirão de referência para a comparação com os resultados obtidos por meio da metodologia apresentada neste trabalho.

Observa-se que, em relação à metodologia de trabalho, os autores destacam alguns cuidados durante a tomada de dados, tais como, a preocupação em avaliar amostras biológicas frescas, a calibração do dispositivo sensor e a polarização dos eletrodos [46]. Discutem-se também o fato de que as curvas obtidas com a instrumentação indicada para cada faixa de frequência se sobrepõem nas frequências limítrofes, principalmente quando as amostras usadas num e noutro analisador são as mesmas. Isso configura uma consistência interna da metodologia. Ainda, os resultados experimentais, obtidos durante a realização do projeto, nas frequências em que não havia dados na literatura dos 45 anos retrocedentes, acompanharam o comportamento daqueles já conhecidos.

No ano de 2000, Hurt e colegas publicaram, na revista *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [7], um trabalho relatando os desvios entre os dados de permissividade elétrica de materiais biológicos obtidos na literatura e os obtidos por C. Gabriel e S. Gabriel, em 1996, para os mesmos tipos de tecidos. Para o osso cortical, por exemplo, 31,3% das publicações de outros pesquisadores diferem dos dados publicados por Gabriel de uma razão (r) tal que ($0,1 < r < 0,5$) ou ($2 < r < 10$). Isto pode mostrar que, além dos erros devido à instrumentação e à metodologia, a variabilidade nos valores de

permissividade para um mesmo tipo de tecido está ligada a, pelo menos, um dos seguintes fatores:

- diferenças entre as espécies doadoras das amostras de tecido;
- a natureza heterogênea dos tecidos biológicos;
- a idade do doador;
- o quão fresca é a amostra;
- temperatura da amostra;
- diferenças entre tecidos saudáveis e cancerosos;
- procedimentos na preparação do tecido; e
- mudanças metabólicas que ocorrem após a morte.

Todos os tecidos são altamente dispersivos em frequência e alguns deles como osso, coração e músculo esquelético exibem propriedades anisotrópicas abaixo de 1 MHz [4].

Dentre os trabalhos relacionados às pesquisas sobre o osso e suas propriedades dielétricas, ressaltam-se dois estudos realizados por Kosterich, Foster e Pollack [83], [84]. O primeiro realizou-se com amostras de osso femoral de rato, na faixa de frequência entre 10 Hz e 100 MHz e à temperatura constante de 37 °C, em duas condições de conservação: 1^a) fixadas em formaldeído e 2^a) recém-extraídas do corpo do rato e imersas em solução de Hanks [85] (*Hank's Balanced Salt Solution – HBSS*, Sigma–Aldrich Co.; ver também HBSS no glossário deste trabalho) ou solução salina normal até o momento da realização das medidas [83]. Devido à forma com que as amostras foram geradas, as medidas de impedância só puderam ser realizadas na direção radial do osso. As principais conclusões apresentadas mostraram que as condutividades, tanto para o osso conservado em formol, quanto para aquele conservado em condições fisiologicamente normais, independem da frequência abaixo de 100 kHz, com a condutividade do osso fresco sendo duas ou três vezes maior que a do osso fixado. Nas frequências mais altas, a condutividade aumenta como uma função de potência da

freqüência. A permissividade alcança valores altos nas baixas freqüências e decai rapidamente até um valor limite em torno de 10. Este limite na alta freqüência é consistente com o teor de água no tecido e com a permissividade da matriz óssea anidra.

O trabalho subsequente avaliou as propriedades dielétricas do osso de rato, imerso em solução saturada, como função da condutividade desse fluido de imersão, na faixa de freqüência entre 10-100 Hz e 8 MHz [84]. Amostras do osso foram imersas em várias soluções de Hanks balanceadas com sal, para conter diferentes concentrações de cloreto de sódio com condutividades entre 0,13 e 3,55 S.m⁻¹. A freqüência média de relaxação, definida como o valor médio em torno do qual as freqüências de relaxação estão distribuídas [30], em solução saturada, é determinada como uma função da condutividade do fluido de imersão, nas freqüências entre 10 Hz e 8 MHz. Os valores de permissividade variam entre 1000, nas baixas freqüências (algumas unidades de kHz), e 10-20 no limite da alta freqüência (em torno de 10 GHz). A condutividade *dc* está associada, principalmente, à distribuição e orientação dos capilares providos de líquido que permeiam o tecido ósseo (canais Haversianos, canalículos e regiões de porosidade do osso cortical). Esses canais são preenchidos com o mesmo eletrólito que circunda o tecido. A parte dessa condutividade *dc* que não depende da condutividade do fluido é pequena em relação àquela parte que depende. Foi observado que a condutividade *dc* do osso é cerca de 1% da condutividade do líquido de imersão. Em baixas freqüências, entre 10 Hz e 10 kHz, a condutividade do osso é, aproximadamente, constante e igual à condutividade *dc*. Contudo, em outro trabalho, realizado por Chakkalakal⁶ (1982, apud KOSTERICH; FOSTER; POLLACK, 1984, p. 371), a condutividade de osso cortical bovino, imerso em fluidos de condutividade muito baixa, apresentou um limiar de 0,1 mS.m⁻¹ quando a condutividade da solução de imersão se aproxima de zero, enquanto que, em [84], o valor encontrado para esse limiar foi de 0,6 mS.m⁻¹. Essa diferença, no valor encontrado por

⁶ CHAKKALAKAL, D. A. Electrical conductivity of compact bone *in vitro*. **Proc. Soc. for Biomaterials**, 8th Annu. Meet., 1982, p. 15.

Chakkalakal, foi atribuída à condutividade da matriz óssea, já que o valor identificado por ele como a condutividade da matriz é comparável aos resultados obtidos por Reinish⁷ (1974, apud KOSTERICH; FOSTER; POLLACK, 1984, p. 371) em sua tese de doutorado, utilizando osso humano parcialmente hidratado (9% de água), e que os erros apresentados nos trabalhos de Kosterich, Foster e Pollack [83], [84] são muito grandes.

Estudos realizados por De Mercato e Sanchez [27], sobre características anisotrópicas, mostraram que a condutividade e a permissividade são, em geral, maiores na direção axial do que nas outras duas direções normais, ressaltando a existência de uma correlação altamente significativa entre a condutividade e a permissividade elétricas nas baixas frequências (100 Hz, 10 kHz e 1 MHz). Isto é explicado devido à quantidade de fluido nos sistemas Haversianos axiais ser maior do que nos canais conectivos radiais ou tangenciais. Entretanto, conclui-se que a quantidade e a distribuição espacial do líquido, que interferem na condutividade, em baixas frequências, não podem ser os únicos determinantes da permissividade, já que ela apresenta valores altos ($\epsilon' \cong 1750$ para $f = 100$ Hz; $\epsilon' \cong 270$ para $f = 10$ kHz e $\epsilon' \cong 32$ para $f = 1$ MHz) quando se extrapola linearmente as curvas de $\epsilon' \times \sigma$ ($\mu\text{S} \cdot \text{cm}^{-1}$). As medidas foram realizadas com um analisador de impedância e eletrodos de Ag-AgCl conectados às amostras cúbicas obtidas da diáfise de osso cortical de fêmur bovino, com $(4,0 \pm 0,2)$ mm de aresta. As amostras, confeccionadas num moinho de baixa velocidade e mantidas constantemente molhadas, adquiriram uma geometria quase-cúbica, a qual, segundo os autores, permitiu medir as propriedades dielétricas nas três direções com uma única amostra por vez em temperatura ambiente de 23°C.

Um artigo mais recente dos mesmos autores, citados no parágrafo anterior, relata estudos da anisotropia dielétrica em osso cortical de fêmur bovino desidratado [30]. Foram medidas as propriedades elétricas, entre 1 kHz e 3 MHz, de amostras cúbicas, desidratadas,

⁷ REINISH, G. B., **Dielectric and piezoelectric properties of bone as functions of moisture content**. 1974, Ph. D. dissertation. Columbia University, New York, NY, 1974.

colocadas entre eletrodos de Ag-AgCl, conectados ao analisador de impedância. A amplitude do sinal empregado foi a mesma do trabalho anterior, igual a 500 mV. Também foram repetidos os mesmos procedimentos para confecção da amostra em formato cúbico, embora estas tenham passado por um processo de desidratação a vácuo, em temperatura ambiente de 23 °C.

Os resultados do trabalho realizado por De Polli, Migliano e Sartori [86], em 2006, sobre a caracterização da permissividade (ϵ') em osso cortical, desidratado de fêmur bovino, na faixa de frequência de 50 MHz a 3 GHz, confirmam as conclusões de Kosterich, Foster e Pollack [83] e de Reinisch [87]. Nesse trabalho, utilizou-se o método de transmissão/reflexão (T/R) em linha de transmissão (LT) coaxial. Esse método está fundamentado na teoria de redes de microondas e relaciona os parâmetros de espalhamento da onda, parâmetros S , à permissividade complexa. Foram medidas amostras cilíndricas de osso cortical, confeccionadas no padrão 2,4 mm, referente ao porta-amostra com diâmetro externo $D = 2,4$ mm, diâmetro interno $d = 1,0423$ mm e comprimento $l = 50$ mm. Observou-se que a permissividade decai rapidamente com a frequência e apresenta valores entre 8,5 e 11, na faixa de frequência entre 50 MHz e 3 GHz, tendendo a um valor constante e igual a 8 em torno dos 3 GHz.

Os resultados apontados nas pesquisas de De Mercato e Sanchez [27], [30] encontram-se no capítulo 4, seção 4.7 e no Apêndice C e serão utilizados para confrontação com os obtidos durante o desenvolvimento deste doutorado.

3 METODOLOGIA

Para melhor explicar o processo de caracterização da anisotropia na permissividade complexa do osso cortical de fêmur bovino desidratado, optou-se por subdividir este capítulo nas três seguintes seções: 1) a *Introdução*, que apresenta alguns termos e características referentes à estrutura do osso, necessários para facilitar a compreensão durante a leitura, e também estabelece as grandezas e unidades de interesse ao desenvolvimento deste trabalho; 2) o *Desenvolvimento Teórico* dos aspectos relacionados à metodologia experimental utilizada, que ressalta o método da impedância aplicado numa linha de transmissão coaxial, as relações entre os componentes deste parâmetro e os da permissividade complexa relativa e define-se o tensor da permissividade elétrica e a anisotropia; 3) a última seção trata do *Procedimento Experimental*, cujas etapas estão ilustradas num diagrama e cada etapa tem seu desenvolvimento apresentado nas seguintes subseções: *Processo de Confecção das Amostras*, *Procedimento para Medida das Dimensões das Amostras*, *Técnicas de Medidas de Impedância*, *Processo de Calibração do Analisador de Impedância*, *Controle Ambiental de Umidade e Temperatura*, *Instrumentação Utilizada*; *Identificação das Fontes de Incerteza*.

3.1 INTRODUÇÃO

O osso é formado por células e um material intercelular calcificado, denominado matriz óssea: a parte orgânica da matriz é formada por fibras colágenas e por uma pequena quantidade de água, eletrólitos, entre outros; a parte inorgânica representa cerca de 50% do peso da matriz óssea e os íons mais encontrados são o fosfato e o cálcio na forma de cristais, os quais conferem dureza ao osso. As duas variedades anatômicas do tecido ósseo que compõem o esqueleto humano e de outros mamíferos são mostradas na Figura 1: o osso cortical (compacto) e o osso trabecular (esponjoso). O osso longo como o fêmur, por exemplo, tem, ainda, uma constituição formada por particulados, estruturas fibrosas e porosas;

ele contém lacunas preenchidas por líquidos, canaliculos transversais e um conjunto de estruturas longitudinais, denominadas canais Haversianos, onde se encontram as fibras de colágeno dispostas ordenadamente, para oferecer rigidez ao osso [30].

Figura 1 Osso trabecular, na cabeça de um fêmur desidratado, e osso cortical, ao longo do seu maior comprimento. Imagem obtida com base em [32].

Ressalta-se que o osso é um compósito polifásico, que apresenta uma propriedade eletromecânica, denominada propriedade piezoelétrica do osso. Devido às diferentes microestruturas que o compõem, representadas na Figura 2, e à composição do fluido que as percorre, ele exibe características anisotrópicas. Um osso longo como o fêmur, é envolvido interna e externamente por bainhas envoltórias [88]: o endóstio e o perióstio, respectivamente, constituídos por tecido conjuntivo e com função de nutrir os tecidos ósseos. O endóstio é o tecido conjuntivo fino, que reveste a cavidade medular e o perióstio é a membrana que envolve externamente esses ossos longos, com exceção de suas superfícies articulares. Neste trabalho, essas bainhas foram removidas para a obtenção do osso desidratado.

Figura 2 Estrutura organizacional de um osso longo. Imagem obtida com base em [88].

Em sequência à exposição dos aspectos relevantes da estrutura organizacional do osso, passa-se, então, à introdução das grandezas e unidades relativas às características dielétricas deste material e de especial interesse ao desenvolvimento deste trabalho.

A permissividade elétrica complexa relativa, conhecida como sendo um dos parâmetros constitutivos do material, é uma variável de grande importância para a determinação de suas características dielétricas. Essa grandeza é adimensional e representada simbolicamente por ϵ ou ϵ_r . Entretanto, ela pode ser convertida em um valor absoluto se for multiplicada pela permissividade do espaço livre, $\epsilon_0 = 8,8542 \times 10^{-12} \text{ F.m}^{-1}$, apresentando, então, a dimensão *farad por metro*, no sistema internacional (SI). Trata-se de uma

propriedade macroscópica, intrínseca, característica de cada material e, em todos eles, ela depende dos parâmetros ambientais, como temperatura e umidade; das características do campo aplicado, sobretudo da intensidade e frequência [89].

Para evitar equívocos de nomenclatura, fica padronizado, neste trabalho, o uso da simbologia, $\hat{\epsilon}_r$, para representar a permissividade elétrica complexa relativa. Embora sejam usuais na linguagem escrita de laboratórios, os símbolos $\hat{\epsilon}$ e $\hat{\epsilon}_r$ aparecerem sem o subscrito “r”, referindo-se à permissividade complexa relativa. Isso se deve ao fato de a permissividade absoluta ser de uso incomum na prática [89].

3.2 DESENVOLVIMENTO TEÓRICO

Define-se a permissividade complexa relativa de um material dielétrico, $\hat{\epsilon}_r$, por [16], [89]:

$$\hat{\epsilon}_r = \frac{\hat{\epsilon}}{\epsilon_0} = (\epsilon' - j\epsilon''), \quad (1)$$

sendo ϵ' a parte real da permissividade relativa complexa, ϵ'' a parte imaginária da permissividade relativa complexa e j a unidade imaginária ($j = \sqrt{-1}$). Por conveniência, ϵ' será tratado, a partir deste ponto, neste trabalho, simplesmente por “permissividade” e ϵ'' , por “fator de perdas”.

Em circunstâncias tais que a análise do processo de perdas deve ser feita considerando-se um dielétrico real, é necessário levar em conta, além das perdas oriundas da corrente de condução, aquelas devido à polarização do dielétrico. Estas são geradas durante a deformação dos átomos e o alinhamento dos dipolos em moléculas polares, pelo atrito com seus vizinhos. Esses mecanismos de polarização são oriundos da movimentação das cargas

elétricas dos átomos ou da orientação dos dipolos moleculares, na presença de um campo oscilante. O fenômeno relacionado a essas perdas é referido como histerese dielétrica.

Dessa forma, se o material apresenta as duas parcelas de perdas, isto é, perdas Joule devido à corrente de condução e perdas histeréticas devido à polarização, define-se uma condutividade efetiva, σ_{ef} , tal que [90]

$$\sigma_{ef} = \sigma + \omega \epsilon'', \quad (2)$$

sendo que σ é a condutividade devido às correntes de condução, $\omega = 2\pi f$ é a frequência angular e f é a frequência do campo aplicado.

Ressalta-se que, por meio dos procedimentos experimentais de medição, não é possível obter, separadamente, cada uma das parcelas em (2). Sendo assim, é conveniente definir a tangente de perdas como [90]

$$\text{tg } \delta = \frac{\sigma_{ef}}{\omega \epsilon'}. \quad (3)$$

Com relação à escolha do método a ser utilizado para a realização das medidas, deve-se lembrar que cada técnica contribui com alguma incerteza, além da conveniência de um ou outro método pela faixa de frequência e pelo formato, tamanho e estado físico do material a ser analisado. Obviamente, quando o material é totalmente desconhecido, é necessário que se faça uma verificação preliminar para, depois, proceder à escolha da melhor técnica [65]. Neste trabalho, para a obtenção da permissividade complexa do osso, na faixa de frequência entre 100 Hz e 1 MHz, optou-se pelo método de impedância numa linha de transmissão coaxial de uma porta, em circuito aberto. As teorias que permitem determinar as propriedades dielétricas, ϵ' e ϵ'' , do material, em função da frequência do campo aplicado, fundamentam-se

nas relações entre tais propriedades, que são intrínsecas do material, e aquelas extrínsecas como, por exemplo, a impedância.

Na próxima subseção, é apresentado o desenvolvimento das equações que relacionam os dois componentes, permissividade relativa e fator de perdas, da permissividade complexa com os dois componentes de impedância: resistência e reatância.

3.2.1 Método de Impedância numa Linha de Transmissão Coaxial

A análise por meio do método de impedância trata meios dielétricos contínuos como circuitos equivalentes com componentes discretos, tais como, indutores, capacitores e resistores. Essas técnicas de análise de impedância são empregadas em analisadores de impedância/admitância ou analisadores de resposta em frequência. Estes medem a impedância complexa, $\dot{Z}$, ou a admitância complexa, $\dot{Y} = 1/\dot{Z}$ da célula (dispositivo que condiciona o material dielétrico a ser medido) [89], representadas por (4) e (5), respectivamente:

$$\dot{Z} = R + j X , \quad (4)$$

$$\dot{Y} = G + j B , \quad (5)$$

sendo que R é a resistência equivalente em série, X é a reatância equivalente em série, G é a condutância equivalente paralela e B é a susceptância equivalente em paralelo. Frequentemente, as reatâncias são modeladas como indutâncias em série, $X_{LS} = \omega L_S$, ou capacitâncias, $X_{CS} = -1 / \omega C_S$, em série, enquanto as susceptâncias são modeladas como indutâncias paralelas, $B_{LP} = -1 / \omega L_P$, ou capacitâncias, $B_{CP} = \omega C_P$, em paralelo.

De acordo com a técnica desenvolvida para a confecção das amostras de osso cortical, que será apresentada na seção 3.3.1, e a direção radial (característica da linha de transmissão coaxial – LT Coaxial) do campo elétrico aplicado à amostra, é possível observar suas

características anisotrópicas a partir de dados da sua permissividade elétrica, obtidos com as medidas da impedância na linha preenchida com as amostras.

3.2.2 Relações entre Componentes da Permissividade e da Impedância

A utilização do método de impedância implica desenvolvimento de um modelo matemático que derive equações que relacionem as duas propriedades intrínsecas, ϵ' e ϵ'' , àquelas extrínsecas, obtidas pelo instrumento de medida, na sua faixa de frequência operacional. Para a realização deste trabalho, empregou-se o método descrito por Côrtes et al. [91], Kraus e Fleisch [92] e Pozar [93], que relaciona a permissividade e o fator de perdas, com as medidas de reatância e resistência, obtidas por um analisador de impedância. Nesse método utiliza-se um porta-amostra do tipo linha de transmissão coaxial de uma porta, com a outra extremidade mantida em aberto, como indica a Figura 3. Salienta-se que, numa LT Coaxial, os campos elétrico e magnético propagam-se no modo Transversal Eletromagnético (*TEM*) [64], [60]. Outros modos existirão se a amostra apresentar alguma assimetria na sua geometria circular [94] ou devido à relação entre o comprimento da onda que se propaga na linha coaxial e o valor da diferença entre seus raios externo e interno [95].

Figura 3 Esquema do sistema de medição para obter dados de permissividade elétrica complexa a partir de um circuito de linha de transmissão coaxial em aberto.

As equações de uma onda eletromagnética, tridimensional e harmônica no tempo que se propaga em um meio absorvedor de energia, são obtidas a partir de combinações das equações de Maxwell e podem ser expressas, no domínio da frequência, como [95]

$$\nabla^2 \dot{\vec{E}} = j\omega\mu\sigma_{ef}\dot{\vec{E}} - \omega^2\mu\epsilon'\dot{\vec{E}} \quad (6)$$

e

$$\nabla^2 \dot{\vec{H}} = j\omega\mu\sigma_{ef}\dot{\vec{H}} - \omega^2\mu\epsilon'\dot{\vec{H}}, \quad (7)$$

sendo que $\dot{\vec{E}}$ é o fasor campo elétrico, $\dot{\vec{H}}$ é o fasor campo magnético da onda, ϵ' é a parte real da permissividade elétrica e μ , a permeabilidade magnética do meio onde a onda se propaga, no caso do osso, $\mu = 1$. As equações (6) e (7) podem ser reescritas como

$$\nabla^2 \dot{\vec{E}} + \omega^2\mu\epsilon'\left(1 + \frac{\sigma_{ef}}{j\omega\epsilon'}\right)\dot{\vec{E}} = 0 \quad (8)$$

e

$$\nabla^2 \dot{\vec{H}} + \omega^2\mu\epsilon'\left(1 + \frac{\sigma_{ef}}{j\omega\epsilon'}\right)\dot{\vec{H}} = 0. \quad (9)$$

A solução para esse tipo de equação pode ser da forma [95]

$$\dot{\vec{E}} = \left(\dot{E}_{0+}e^{-\gamma_i r_i} + \dot{E}_{0-}e^{+\gamma_i r_i}\right)\vec{u}_r \quad (10)$$

e

$$\dot{\vec{H}} = \left(\dot{H}_{0+}e^{-\gamma_i r_i} + \dot{H}_{0-}e^{+\gamma_i r_i}\right)\vec{u}_r, \quad (11)$$

sendo que $\dot{E}_{0+} = E_{0+}e^{j\theta}$ é o fasor que representa o campo elétrico da onda incidente na direção do vetor unitário $\vec{u}_r$ (definido no sistema de referência do laboratório), cujo valor eficaz é E_{0+} e a fase é $(-\beta_i r_i + \theta)$ em relação a uma referência angular. A mesma

interpretação é feita para os demais fasores nas equações (10) e (11), sendo, ainda, que $\gamma = \alpha + j\beta$, com $\gamma_1 = \gamma_x$, $\gamma_2 = \gamma_y$ e $\gamma_3 = \gamma_z$, é a constante de propagação, $r_1 = x$, $r_2 = y$ e $r_3 = z$ e β é a constante de fase. Considerando-se uma onda *TEM*, que se propaga na direção $\vec{u}_z$, no sistema de referência do laboratório, ao longo de uma linha coaxial infinita, uniforme e com seção transversal circular, cujo condutor interno tem raio a e o externo, raio igual a b , o produto $(\gamma_i r_i)$, nas funções exponenciais das equações (10) e (11), resultam em (γz) .

Substituindo-se (10) e (11) em (8) e (9), respectivamente, obtém-se

$$\gamma^2 + \omega^2 \mu \epsilon' \left(1 + \frac{\sigma_{ef}}{j \omega \epsilon'} \right) = 0. \quad (12)$$

As expressões (10) e (11) serão soluções das equações (8) e (9) se

$$\gamma = \sqrt{-\omega^2 \mu \epsilon' \left(1 + \frac{\sigma_{ef}}{j \omega \epsilon'} \right)}. \quad (13)$$

Como se vê em (13), γ depende das propriedades elétricas e magnéticas do meio e, se essas propriedades variarem com a frequência da onda, a “constante de propagação” também vai variar com a frequência e pode, ainda, ser uma variável complexa. A expressão (13) também pode ser escrita como [95]

$$\gamma = \sqrt{j \omega \mu (\sigma_{ef} + j \omega \epsilon')} = \alpha + j\beta, \quad (14)$$

sendo que

$$\alpha = \omega \sqrt{\frac{\mu \epsilon'}{2}} \left(\sqrt{1 + \left(\frac{\sigma_{ef}}{\omega \epsilon'} \right)^2} - 1 \right)^{1/2} \text{ Np.m}^{-1} \quad (15)$$

é denominada “constante de atenuação” da onda e corresponde à parte real de γ e

$$\beta = \omega \sqrt{\frac{\mu \epsilon'}{2}} \left(\sqrt{1 + \left(\frac{\sigma_{ef}}{\omega \epsilon'} \right)^2} + 1 \right)^{1/2} \text{ rad.m}^{-1}, \quad (16)$$

como mencionado, é a “constante de fase” da onda e corresponde à parte imaginária de γ .

Considerando-se, ainda, o mesmo problema da onda *TEM* se propagando na linha coaxial infinita, é conveniente expressar as equações de Maxwell em coordenadas cilíndricas (ρ, ϕ, z) , levando-se em conta que $\dot{E}_z = \dot{H}_z = 0$. Assim, tem-se

$$\nabla \times \dot{\vec{E}} = -j\omega\mu \dot{\vec{H}} :$$

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial \dot{E}_z}{\partial \phi} - \frac{\partial \dot{E}_\phi}{\partial z} = -j\omega\mu \dot{H}_\rho, \quad (17)$$

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial}{\partial \rho} (\rho \dot{E}_\phi) - \frac{1}{\rho} \frac{\partial \dot{E}_\rho}{\partial \phi} = -j\omega\mu \dot{H}_z, \quad (18)$$

$$\frac{\partial \dot{E}_\rho}{\partial z} - \frac{\partial \dot{E}_z}{\partial \rho} = -j\omega\mu \dot{H}_\phi. \quad (19)$$

$$\nabla \times \dot{\vec{H}} = (\sigma_{ef} + j\omega\epsilon') \dot{\vec{E}} :$$

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial \dot{H}_z}{\partial \phi} - \frac{\partial \dot{H}_\phi}{\partial z} = (\sigma_{ef} + j\omega\epsilon') \dot{E}_\rho, \quad (20)$$

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial}{\partial \rho} (\rho \dot{H}_\phi) - \frac{1}{\rho} \frac{\partial \dot{H}_\rho}{\partial \phi} = (\sigma_{ef} + j\omega\epsilon') \dot{E}_z, \quad (21)$$

$$\frac{\partial \dot{H}_\rho}{\partial z} - \frac{\partial \dot{H}_z}{\partial \rho} = (\sigma_{ef} + j\omega\epsilon') \dot{E}_\phi. \quad (22)$$

Admitindo-se que não haja variações dos campos com ϕ , isto é, $\partial/\partial\phi=0$, as equações (17) a (22) reduzem-se a

$$\gamma \dot{E}_\phi = -j\omega\mu \dot{H}_\rho, \quad (23)$$

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial}{\partial \rho} (\rho \dot{E}_\phi) = 0, \quad (24)$$

$$\gamma \dot{E}_\rho = j\omega\mu \dot{H}_\phi, \quad (25)$$

$$\gamma \dot{H}_\phi = (\sigma_{ef} + j\omega\epsilon') \dot{E}_\rho, \quad (26)$$

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial}{\partial \rho} (\rho \dot{H}_\phi) = 0, \quad (27)$$

$$\gamma \dot{H}_\rho = -(\sigma_{ef} + j\omega\epsilon') \dot{E}_\phi. \quad (28)$$

Supondo-se o que o condutor da linha coaxial seja perfeito, o componente $\dot{E}_\phi$ deve se anular no contorno $\rho = a$, entretanto, pela equação (24) tem-se que $(\rho \dot{E}_\phi)$ deve ser uma constante, onde se conclui que $\dot{E}_\phi$ deve se anular para qualquer valor de ρ ($a \leq \rho \leq b$). Como consequência, pela equação (23), conclui-se que $\dot{H}_\rho = 0$, restando apenas os componentes $\dot{E}_\rho$ e $\dot{H}_\phi$ na solução para a equação da onda *TEM* que se propaga na linha coaxial.

Nos dielétricos perfeitos, ou seja, sem perdas ($\sigma_{ef} / \omega\epsilon' = 0$), as equações (8) e (9) apresentam-se como

$$\nabla^2 \dot{E} + k^2 \dot{E} = 0, \quad (29)$$

e

$$\nabla^2 \dot{\vec{H}} + k^2 \dot{\vec{H}} = 0, \quad (30)$$

sendo que $k^2 = \omega^2 \mu \epsilon'$. As equações (29) e (30) são conhecidas como equações de Helmholtz e, por meio das expressões (14), (15) e (16) obtêm-se α e β da forma

$$\alpha = 0 \quad (31)$$

e

$$\beta = k = \omega \sqrt{\mu \epsilon'}. \quad (32)$$

Na análise de uma linha de transmissão, considera-se a impedância característica da linha igual a $\dot{Z}_0$, terminada por uma carga de impedância $\dot{Z}_L$. A carga encontra-se na posição $z = 0$ e a distância positiva é medida no sentido da esquerda, como mostra a Figura 4.

Figura 4 Linha de transmissão terminada por uma carga L , com ondas incidente e refletida.

A solução da equação de ondas *TEM*, para uma linha coaxial infinita, de seção transversal circular, estabelece uma ligação entre as equações de Maxwell e o tratamento por parâmetros concentrados dessa configuração [92]. Assim, num ponto z da linha, esquematizada na Figura 4, a tensão resultante é dada pela soma das tensões entre os condutores devidas às ondas incidente (V_0) e refletida (V_1), ou seja,

$$\dot{V} = \dot{V}_0 + \dot{V}_1, \quad (33)$$

sendo que

$$\dot{V}_0 = |V_0| e^{\gamma z}, \quad (34)$$

$$\dot{V}_1 = |V_1| e^{-\gamma z + j\xi} \quad (35)$$

e ξ é o deslocamento de fase na carga.

Considerando-se que, na carga, $\dot{V}_0 = |V_0|$ e $\dot{V}_1 = |V_1| e^{j\xi}$, a razão entre as tensões da onda refletida e da incidente é dada por

$$\frac{\dot{V}_1}{\dot{V}_0} = \frac{|V_1|}{|V_0|} e^{j\xi} = \dot{\Gamma}_v, \quad (36)$$

sendo que $\dot{\Gamma}_v$ (adimensional) é complexo e representa o coeficiente de reflexão para a tensão.

Assim a tensão resultante, numa posição z , é dada por

$$\dot{V} = |V_0| \left(e^{\gamma z} + \dot{\Gamma}_v e^{-\gamma z} \right). \quad (37)$$

De modo análogo, a corrente resultante, num ponto z da linha, é igual à soma das correntes que percorrem um condutor naquele ponto, devidas à onda incidente (I_0) e à onda refletida (I_1), isto é,

$$\dot{I} = \dot{I}_0 + \dot{I}_1, \quad (38)$$

sendo que

$$\dot{I}_0 = |I_0| e^{\gamma z - j\delta}, \quad (39)$$

$$\dot{I}_1 = |I_1| e^{-\gamma z + j(\xi - \delta)} \quad (40)$$

e δ é a diferença de fase entre tensão e corrente.

Na carga ($z = 0$), a razão entre as correntes da onda refletida e da incidente é dada por

$$\frac{\dot{I}_1}{\dot{I}_0} = \frac{|I_1|}{|I_0|} e^{j\xi} = \dot{\Gamma}_i, \quad (41)$$

sendo que $\dot{\Gamma}_i$ (adimensional) é complexo e representa o coeficiente de reflexão para a corrente. Assim, a corrente resultante, na posição z , é dada por

$$\dot{I} = |I_0| e^{-j\delta} \left(e^{\gamma z} + \dot{\Gamma}_i e^{-\gamma z} \right). \quad (42)$$

Agora, $\dot{\Gamma}_v$ e $\dot{\Gamma}_i$ podem ser expressos em termos de $\dot{Z}_0$ e $\dot{Z}_L$. Nota-se que, em qualquer ponto da linha

$$\dot{Z}_0 = \frac{\dot{V}_0}{\dot{I}_0} = \frac{|V_0|}{|I_0|} e^{j\delta} = -\frac{\dot{V}_1}{\dot{I}_1} = -\frac{|V_1|}{|I_1|} e^{j\delta}, \quad (43)$$

enquanto que, na carga ($z = 0$),

$$\dot{Z}_L = \frac{\dot{V}_L}{\dot{I}_L}. \quad (44)$$

Segue de (38) e (43) que, na carga,

$$\frac{\dot{V}}{\dot{Z}_L} = \frac{\dot{V}_0}{\dot{Z}_0} - \frac{\dot{V}_1}{\dot{Z}_0} = \frac{\dot{V}_0 - \dot{V}_1}{\dot{Z}_0}. \quad (45)$$

Mas $\dot{V} = \dot{V}_0 + \dot{V}_1$, de modo que

$$\frac{\dot{V}_0 + \dot{V}_1}{\dot{Z}_L} = \frac{\dot{V}_0 - \dot{V}_1}{\dot{Z}_0}. \quad (46)$$

Dividindo-se os dois membros de (46), numerador e denominador, por $\dot{V}_0$, e isolando-se a razão entre $\dot{V}_1$ e $\dot{V}_0$, obtém-se uma expressão para o coeficiente de reflexão para tensão

$$\frac{\dot{V}_1}{\dot{V}_0} = \frac{\dot{Z}_L - \dot{Z}_0}{\dot{Z}_L + \dot{Z}_0} = \dot{\Gamma}_v. \quad (47)$$

Para as cargas com impedância resistiva, variando entre $0 < |\dot{Z}_L| < \infty$, o coeficiente de reflexão para tensão varia entre os valores de $-1 < |\dot{\Gamma}_v| < +1$.

De modo análogo, chega-se à expressão para o coeficiente de reflexão para corrente

$$\dot{\Gamma}_i = -\frac{\dot{Z}_L - \dot{Z}_0}{\dot{Z}_L + \dot{Z}_0} = -\dot{\Gamma}_v. \quad (48)$$

A razão $\dot{V}/\dot{I}$, em qualquer ponto z da linha, fornece o valor da impedância $\dot{Z}_z$ nesse ponto, olhando em direção à carga. Tomando-se essa razão e introduzindo-se a relação (48) em (42), obtém-se

$$\dot{Z}_z = \frac{\dot{V}}{\dot{I}} = \frac{|V_o|}{|I_o|} \left(\frac{e^{\gamma z} + \dot{\Gamma}_v e^{-\gamma z}}{e^{\gamma z} - \dot{\Gamma}_v e^{-\gamma z}} \right) e^{j\delta}. \quad (49)$$

Utilizando-se das expressões (43) e (47), $\dot{Z}_z$, em (49) pode ser reescrita como

$$\dot{Z}_z = \dot{Z}_0 \left[\frac{Z_L + \dot{Z}_0 \operatorname{tgh}(\gamma z)}{\dot{Z}_0 + Z_L \operatorname{tgh}(\gamma z)} \right]. \quad (50)$$

A expressão (50) representa a forma geral da impedância, $\dot{Z}_z$, como função da distância, z , da carga. No caso do estudo realizado neste trabalho, em que a linha é um circuito com um terminal em aberto, $|\dot{Z}_L|$ tende ao infinito, e $\dot{Z}_z$, na expressão (50), reduz-se a

$$\dot{Z}_z^{aberto} = \dot{Z}_0 \cotgh(\gamma z). \quad (51)$$

Assim, a impedância de entrada, $\dot{Z}_{entrada}^{aberto}$, da linha de transmissão com um terminal em aberto, e preenchida com a amostra de osso, de comprimento igual a l_s , é dada pela expressão (52) [91]. Os índices *aberto* e *entrada*, que acompanham a descrição da impedância, indicam que ela é medida com uma terminação em aberto e na entrada do sistema amostra+porta-amostra ($z = l_s$). A amostra é posicionada na entrada do porta-amostra, identificada como “Referência”, na Figura 3, anteriormente apresentada.

$$\dot{Z}_{entrada}^{aberto} = -j \dot{Z}_0 \cotg(\gamma l_s), \quad (52)$$

sendo que l_s é o comprimento da amostra. No caso de $|\gamma l_s|$ ser suficientemente pequeno para considerar

$$\cotg(\gamma l_s) = \frac{1}{\operatorname{tg}(\gamma l_s)} \cong \frac{1}{\gamma l_s}, \quad (53)$$

a expressão a seguir, pode ser obtida substituindo (53) em (52):

$$\dot{Z}_{entrada}^{aberto} = -j \frac{\dot{Z}_0}{\gamma l_s}. \quad (54)$$

Se a linha é formada por dois condutores cilíndricos coaxiais, cujo espaço entre eles é preenchido com um dielétrico de permissividade complexa relativa, $\hat{\epsilon}_r$, permeabilidade, $\mu_r = 1$, sendo a e b seus raios interno e externo, respectivamente, a impedância característica da linha é dada por [92]

$$\dot{Z}_0 = \frac{\eta}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{\hat{\epsilon}_r}} \ln\left(\frac{b}{a}\right), \quad (55)$$

sendo que a impedância intrínseca do espaço livre é

$$\eta = \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0}} \approx 377 \Omega \approx 120\pi \Omega \quad (56)$$

e

$$Z_0^{ar} = \frac{\eta}{2\pi} \ln\left(\frac{b}{a}\right) = \frac{\eta}{2\pi} \frac{\log\left(\frac{b}{a}\right)}{\log(e)} = \frac{120\pi}{2\pi} \frac{\log\left(\frac{b}{a}\right)}{0,4343} = 138 \log\left(\frac{b}{a}\right) = 50 \Omega \quad (57)$$

é a impedância característica da linha coaxial, preenchida com o ar.

Desse modo, a impedância do sistema porta-amostra com dielétrico, dada pela expressão (55), torna-se

$$\dot{Z}_0 = \sqrt{\frac{1}{\hat{\epsilon}_r}} Z_0^{ar} \quad (58)$$

e, com isto, a relação (54) transforma-se em

$$\dot{Z}_{entrada}^{aberto} = -j \frac{Z_0^{ar}}{\gamma l_s} \sqrt{\frac{1}{\hat{\epsilon}_r}}. \quad (59)$$

Lembrando que

$$\dot{\gamma} = \alpha + j\beta = j2\pi f \sqrt{\epsilon_0 \dot{\epsilon}_r \mu_0} = j \frac{\omega}{c} \sqrt{\dot{\epsilon}_r}, \quad (60)$$

onde α é a constante de atenuação, β é a constante de fase da onda no meio e $c = 1/\sqrt{\mu_0 \epsilon_0}$ é a velocidade da luz no espaço livre, a substituição da expressão (60) em (59), resulta em:

$$\dot{Z}_{entrada}^{aberto} = -j \frac{c}{\omega l_s \sqrt{\dot{\epsilon}_r}} \sqrt{\frac{1}{\dot{\epsilon}_r}} Z_0^{ar} = -j \frac{c}{\omega l_s \dot{\epsilon}_r} Z_0^{ar}. \quad (61)$$

Reescrevendo-se a expressão acima, obtém-se a relação entre a permissividade relativa complexa e a impedância do circuito, representada por

$$\dot{\epsilon}_r = -j \frac{c}{\omega l_s} \frac{Z_0^{ar}}{\dot{Z}_{entrada}^{aberto}}. \quad (62)$$

Ainda, decompondo-se $\dot{Z}_{entrada}^{aberto}$ em suas partes: real e imaginária, ou seja,

$$\dot{Z}_{entrada}^{aberto} = R_{entrada}^{aberto} + j X_{entrada}^{aberto}, \quad (63)$$

obtêm-se as relações de ϵ' e ϵ'' com os parâmetros extrínsecos, R e X , resultantes das medidas realizadas com um analisador de impedâncias, observando-se que a linha é capacitiva e, portanto, $X < 0$ [89]. Assim, as expressões a seguir foram implementadas em um programa que lê os dados de resistência e reatância do analisador de impedância e calcula a permissividade e o fator de perdas da amostra de osso:

$$\epsilon' = -\frac{c Z_0^{ar}}{\omega l_s} \frac{X_{entrada}^{aberto}}{|\dot{Z}_{entrada}^{aberto}|^2} \quad (64)$$

e

$$\epsilon'' = \frac{c Z_0^{ar}}{\omega l_s} \frac{R_{entrada}^{aberto}}{\left| \dot{Z}_{entrada}^{aberto} \right|^2}. \quad (65)$$

3.2.3 Anisotropia

O termo anisotropia elétrica refere-se à dependência entre as propriedades dielétricas e a direção na qual elas são medidas. Esta propriedade pode ser intrínseca ao material, como resultado de sua forma ou composição química num cristal, ou induzida por um determinado processo. Para esses materiais anisotrópicos, as permissividades não podem ser representadas por um valor numérico simples, mas, ao contrário, tomam a forma de um tensor 3×3 , conhecido como tensor permissividade.

Num material anisotrópico, a relação entre o fasor deslocamento, $\dot{D}$, e o campo elétrico, $\dot{E}$, pode ser escrita na forma matricial como $\dot{D} = \tilde{\epsilon} \dot{E}$ [90], isto é,

$$\begin{pmatrix} D_x \\ D_y \\ D_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \epsilon_{xx} & \epsilon_{xy} & \epsilon_{xz} \\ \epsilon_{yx} & \epsilon_{yy} & \epsilon_{yz} \\ \epsilon_{zx} & \epsilon_{zy} & \epsilon_{zz} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_x \\ E_y \\ E_z \end{pmatrix} = \tilde{\epsilon} \begin{pmatrix} E_x \\ E_y \\ E_z \end{pmatrix}, \quad (66)$$

com o tensor, $\tilde{\epsilon}$, representando a permissividade elétrica anisotrópica em que cada elemento ϵ_{ij} pode ser complexo. Além disso, dependendo do material anisotrópico, nem todos os elementos do tensor permissividade são, necessariamente, diferentes de zero. Para alguns, apenas os termos da diagonal principal (ϵ_{xx} , ϵ_{yy} e ϵ_{zz}) são diferentes de zero. Se não for esse o material em questão, um novo conjunto de eixos ortogonais (x' , y' , z') pode ser selecionado por rotação das coordenadas, de tal forma que o tensor obtido pela rotação das coordenadas possua apenas elementos diagonais. Esse processo é denominado diagonalização e o novo conjunto de eixos é referido como coordenadas principais. Dessa forma, o novo tensor é denominado tensor de permissividades principais e tem a forma matricial dada por

$$\tilde{\epsilon} = \begin{pmatrix} \epsilon_{x'} & 0 & 0 \\ 0 & \epsilon_{y'} & 0 \\ 0 & 0 & \epsilon_{z'} \end{pmatrix}. \quad (67)$$

3.3 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

A Figura 5 mostra o esquema do procedimento experimental utilizado para a obtenção das permissividades, desde a etapa de confecção das amostras até a realização das medidas de impedância e do cálculo das propriedades dielétricas.

Figura 5 Esquema do procedimento experimental proposto para obter as permissividades.

3.3.1 Processo de Confecção das Amostras

Obtidos no comércio, os ossos resfriados de fêmur bovino vieram identificados com o selo do Ministério da Agricultura, apontando o tipo de corte, a data do abate e o sexo do animal, entretanto tais informações não foram utilizadas como dados para o estudo proposto neste trabalho. As peças de fêmur, utilizadas para os ensaios, receberam a denominação de OSSO- i , sendo $i = 1, 2, \dots, 5$. Foi realizada a limpeza dos ossos, retirando-se a camada fibrosa que constitui o perióstio, mostrado na Figura 6 (b), com um bisturi, e remoção da medula óssea, usando-se uma pequena espátula.

Os cortes do fêmur em forma de discos, denominados, neste trabalho, de matrizes de amostras, são mostrados na Figura 6 (b). Para os ensaios de anisotropia, foram utilizadas três peças de fêmur e, de cada uma das três peças, foi obtida uma matriz de amostras com, aproximadamente, 70 mm de comprimento, extraída da região central do corpo do fêmur: a diáfise, que é constituída de osso cortical, como ilustrada na Figura 6 (a).

Figura 6 Região do fêmur de onde foram extraídos os discos para confecção das amostras. (a) Ressalta-se a região diafísica. (b) Vista superior da matriz para obtenção das amostras.

A partir de cada matriz de amostras, foram produzidos os três cilindros: tangencial (x), radial (y) ou longitudinal (z), como mostra a Figura 7 (a) e, a sua ampliação, Figura 7 (b).

Figura 7 (a) Processo de confecção das amostras de osso cortical, em três eixos ortogonais. (b) São mostradas as linhas do campo *TEM*, radiais e perpendiculares aos eixos de cada amostra, quando exposta ao sinal emitido pelo analisador de impedância. Desenho de Adriano Zanni.

A especificação para as medidas das amostras cilíndricas foi de $(9,5 \pm 0,5)$ mm para o comprimento, $(3,10 \pm 0,05)$ mm para o diâmetro interno e de $(6,95 \pm 0,05)$ mm para o diâmetro externo. Estas medidas atendem ao padrão Tipo-N (7 mm) do porta-amostra, composto de um adaptador de precisão, APC-7 para Tipo-N (fêmea), finalizado por uma terminação Tipo-N aberta, perfazendo o comprimento total de 28,0 mm do porta-amostra. Esses componentes estão ilustrados na Figura 8.

Figura 8 Componentes do porta-amostra, utilizado para as medidas de impedância, na faixa de frequência de 100 Hz a 1 MHz.

Essas matrizes foram, então, fixadas numa morsa e, com uma lima, desgastou-se a face interna da matriz até que ficasse plana. O refinamento desse procedimento foi feito com uma lixa fina. Com a matriz assim preparada, iniciou-se a confecção da primeira amostra (radial – y), executando-se um furo central, inicialmente, com uma broca de 2,98 mm de diâmetro, fixa numa furadeira de mesa que girava a 630 rpm. A tentativa malsucedida de inserção de uma broca de 3,01 mm no furo indicou a necessidade de uma broca maior para se atingir um diâmetro na faixa de medida especificada. Utilizou-se, então, a própria broca de 3,01 mm para aumentar o furo. A primeira matriz de amostra radial estava, assim, com o furo

central do cilindro pronto, após o teste de passagem de uma broca de 3,10 mm. Com uma serra de fita, foram feitos dois cortes na matriz, deixando-a com um formato aproximadamente trapezoidal e o furo central. As arestas do trapezóide foram desgastadas para dar um formato arredondado, permitindo que ele fosse fixado no mandril de um torno. Este foi posto a girar com uma velocidade de 520 rpm e, com a aproximação da retífica, a peça foi desgastada até atingir geometria e dimensão desejadas. Na retífica foi utilizado um reboquinho de grão igual a 80. O comprimento da amostra foi a última dimensão a ser mecanicamente definida com o auxílio de uma ferramenta de corte, conhecida por *bit*, fixa no cabeçote de centro do torno. Todos os processos de desgaste foram feitos, mantendo-se a peça umedecida com solução fisiológica de cloreto de sódio (NaCl) a 0,9% para evitar o excesso de aquecimento.

Observa-se que avaliações feitas com fêmur bovino [96], para determinar o calor gerado durante o preparo de tecido ósseo para implantes dentários, usando brocas de 2 e 3 mm, rotação de 1500 rpm e irrigação constante da amostra com a solução de NaCl 0,9%, mostraram que nenhum aumento de temperatura observado excedeu o valor crítico (limite biológico) em perfurações de 5 e 13 mm de comprimento. Ressalta-se, ainda no mesmo trabalho, que um estudo semelhante, publicado em 1984 pelo *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, mostrou que a capacidade regenerativa inerente do osso foi quase completamente extinta devido aos efeitos térmicos numa exposição de 1 minuto a 50 °C. Reduzindo-se a temperatura para 47 °C no mesmo tempo de exposição, os efeitos adversos no processo regenerativo diminuíram e aquecido à 44 °C por um minuto não foram observados distúrbios significativos na regeneração tecidual óssea.

Dessa forma, pode-se dizer que o processo de perfuração com as brocas, utilizadas neste trabalho, não gerou calor suficiente para alterar as propriedades biológicas do osso, evitando-se alterações (quebra de moléculas) na sua composição química.

O processo de confecção das amostras longitudinais (eixo z) foi semelhante ao das amostras tangenciais (eixo x). A partir da mesma matriz de amostras, usada para a obtenção do cilindro radial, outros dois trapezóides foram cortados e arredondados em uma de suas extremidades para fixação no mandril do torno. Com o auxílio do bit, foi feito o desbaste na superfície oposta àquela presa no mandril, obtendo-se uma das bases para o novo cilindro. A etapa seguinte foi de perfuração do eixo central do cilindro, realizada apenas com a troca do *bit* pela broca de 2,98 mm. Com o uso do *bit*, novamente, a matriz foi desbastada até formar o cilindro com o raio externo na dimensão desejada. As amostras foram limpas com o uso de uma pequena escova e banho no ultra-som com a solução fisiológica de NaCl 0,9%.

3.3.2 Instrumentação Utilizada

Embora equipamentos e produtos similares possam ser utilizados nos ensaios de medida da permissividade complexa, para o desenvolvimento deste trabalho foram disponibilizados os seguintes itens, alguns deles mostrados na Figura 9.

- projetor de perfil de piso J&L Metrology modelo EPIC-30E;
- micrômetro digital de precisão da Mitutoyo para 0-25 mm com 0,001 mm de incerteza;
- tinta condutiva de prata, *silver conductive paint*, fabricada pela Electrolube, da HK Westworth Ltd. Kingsbury Park, Derbyshire, UK;
- analisador de Impedância HP modelo 4194A (rastreador);
- adaptador de terminal HP16086A;
- *kit* de calibração de alta precisão, HP 41941B;
- câmara de temperatura e umidade ESPEC SH-241;
- cabo de RF de 50 Ω .

Figura 9 Instrumentação utilizada nos ensaios de medidas de permissividades elétricas.

3.3.3 Procedimento para Medida das Dimensões das Amostras

As medidas das amostras foram feitas no laboratório de Confiabilidade Metrológica Aeroespacial (CMA) do Instituto de Fomento e Coordenação Industrial (IFI) do Comando-Geral de Tecnologia Aeroespacial (CTA), com um projetor de perfil de piso, em temperatura e umidade relativa controladas de $T = (20 \pm 1) ^\circ\text{C}$ e $H_r = (50 \pm 5)\%$, respectivamente. A faixa de medição do projetor é de até 300 mm/eixo e a incerteza sobre a medição é de $[1,8 + d / 500] \mu\text{m}$, sendo d a leitura obtida para o diâmetro interno. As medidas de altura (l_s) e diâmetro externo (D) foram realizadas com micrômetro digital de precisão para 0-25 mm com 0,001 mm de incerteza. Na Tabela 1 são descritas as medidas das dimensões, obtidas para as amostras de ossos analisadas, na temperatura ambiente de $19,2 ^\circ\text{C}$:

Tabela 1 Dimensões das amostras de ossos.

Espécimes\		Dimensões	D (mm)	d (mm)	l_s (mm)
OSSO-1			2,38	1,1	15,5
OSSO-2	LONGITUDINAL (z)	Amostra 1	6,980±0,005	3,106±0,003	9,93±0,01
		Amostra 2	6,985±0,005	3,071±0,001	9,93±0,01
		Amostra 3	6,955±0,006	3,070±0,003	9,955±0,004
		Amostra 4	6,929±0,002	3,11±0,03	9,877±0,002
	RADIAL (y)	Amostra 1	6,981±0,008	3,096±0,006	9,895±0,004
		Amostra 2	6,989±0,007	3,09±0,02	9,781±0,004
		Amostra 3	6,981±0,008	3,085±0,003	9,858±0,003
		Amostra 4	6,97±0,02	3,055±0,009	9,90±0,01
OSSO-3	Tangencial (x)		6,945±0,008	3,36±0,01	9,783±0,007
	Radial (y)		6,995±0,004	3,24±0,01	9,495±0,003
	Longitudinal (z)		6,954±0,003	3,14±0,01	9,967±0,002
OSSO-4	Tangencial (x)		6,940±0,005	3,23±0,01	9,755±0,003
	Radial (y)		6,894±0,002	3,08±0,01	9,946±0,003
	Longitudinal (z)		6,945±0,007	3,29±0,01	9,904±0,006
OSSO-5	Tangencial (x)		6,94±0,02	3,19±0,01	9,798±0,007
	Radial (y)		6,92±0,03	3,11±0,01	9,857±0,005
	Longitudinal (z)		6,95±0,02	3,11±0,01	9,585±0,001

3.3.4 Técnicas de Medidas de Impedância

O arranjo experimental para a aquisição dos dados de impedância ($Z = R + jX$), isto é, os parâmetros que representam as características resistiva R e reativa X da amostra, nas baixas frequências (100 Hz a 1 MHz), foi preparado com a utilização do porta-amostra, descrito no item 3.3.1. O porta-amostra, que consiste em uma linha de transmissão coaxial de 50Ω , padrão 7 mm, é conectado a um analisador de impedância por meio do adaptador de terminal e de um cabo de RF, também com impedância de 50Ω . O adaptador de terminal foi necessário para fazer a conversão do conector de 4 terminais, disponível no painel frontal do instrumento, num conector APC-7. O instrumento, projetado para operar na faixa de frequência de 100 Hz a 100 MHz, armazena os dados de reatância e resistência, por escolha do usuário e os transfere para o computador por meio de um programa desenvolvido em ambiente VEE 8.0, que faz a aquisição dos dados e os processa usando as expressões (64) e (65) para o cálculo de ϵ' e ϵ'' , respectivamente. A impedância característica da linha coaxial preenchida com ar é $Z_0^{ar} = 50 \Omega$.

Após alguns ensaios e indicações obtidas em [61], concluiu-se que as amostras deveriam ser pintadas com uma tinta condutiva nas superfícies de contato com as paredes da LT para oferecer melhor contato entre as superfícies, no caso de possíveis irregularidades na geometria do osso, evitando-se, assim, erros de medida causados pela geração de modos de propagação indesejados. Todas as amostras foram, então, pintadas com tinta condutiva à base de prata.

Ao utilizar o analisador de impedância, é necessária a calibração do instrumento, que será apresentada na próxima seção. Aproximadamente 30 minutos depois de ligado o aparelho, faz-se nova inicialização utilizando-se o comando *RST*, para, em seguida, proceder à calibração [97].

Ainda, antes do processo de calibração, o usuário tem de estabelecer alguns parâmetros no aparelho. Esta etapa denomina-se preparação pré-teste. Assim, para as medidas de impedância, realizadas neste trabalho, foram ajustados: *measurement function* = *IMPEDANCE* (opção pela medida de impedância em vez de ganho-fase); *spot osc. level* = 500 mV (amplitude de oscilação do sinal de entrada); *start frequency* = 100 Hz (frequência inicial a ser tomado o dado); *stop frequency* = 1 MHz (frequência final); *averaging (view)* = 8 (fator de ponderação que reduz efeitos de ruído para visualização da curva na tela do instrumento); *integration time* = *MEDIUM* (tempo de integração digital, que pode ser alterado durante a realização da medida também, e cuja função é eliminar o ruído no traçado da curva – *MED* = 5 ms). No menu de impedância, o instrumento oferece as opções de medida no modo de circuito equivalente série (Impedância) ou no modo de circuito equivalente paralelo (Admitância). Optando-se por “*IMPEDANCE*”, existe, ainda, uma lista de opções de parâmetros a serem medidos, dentre os quais foram escolhidas a resistência (*R*) e a reatância (*X*). A impedância complexa de cada amostra foi medida em 100 frequências por década entre 100 Hz e 1 MHz, gerando 401 dados de impedância.

3.3.5 Processo de Calibração do Analisador de Impedância

Tanto o processo de medida como o de calibração do analisador de impedância devem ocorrer com, no mínimo, 30 minutos de intervalo após o instrumento ser ligado. A calibração deve ser feita para definir o “Plano de Calibração”, no qual a precisão especificada para a medida pode ser alcançada. Para isto, elementos padrões são conectados ao plano de calibração e o instrumento é ajustado a fim de que possa realizar as medidas com a precisão de sua especificação. No processo de calibração do Analisador de Impedância, foi utilizado um *kit* de calibração, de alta precisão, com cargas padrões de 50 Ω , 0 Ω e 0 S [97]. Uma calibração foi realizada antes da inserção de cada amostra. Após a calibração, na faixa de frequência utilizada (100 Hz até 1 MHz), a impedância resistiva foi de $(50,0 \pm 0,1) \Omega$ com

uma reatância $X < 10 \text{ m}\Omega$. O teste de calibração foi realizado utilizando-se, sempre, o ar como amostra padrão, esperando-se obter o valor calculado da permissividade do ar próximo de 1 ($\epsilon'_{ar} = 1,0006$) [98].

3.3.6 Controle Ambiental de Umidade e Temperatura

A temperatura e a umidade relativa do ambiente onde se realizaram as medidas das propriedades dielétricas das amostras de osso foram controladas com uma câmara específica para esse fim, que faz o controle balanceado dessas variáveis na faixa de temperatura entre $-40,0 \text{ }^{\circ}\text{C}$ e $+150,0 \text{ }^{\circ}\text{C}$ com incertezas de $\pm 0,5 \text{ }^{\circ}\text{C}$ e na faixa de umidade entre 30% e 95%, com incerteza de $\pm 3\%$. A Figura 10 ilustra o arranjo experimental com esta câmara.

Figura 10 Inserção da amostra na LT Coaxial, ambas climatizadas na câmara de controle de temperatura e umidade relativa.

3.3.7 Identificação das Fontes de Incerteza

Nesta etapa, devem-se identificar as maiores fontes de incerteza associadas aos procedimentos de medição utilizados e compreender seus efeitos sobre o mensurando. Segundo Côrtes et al. [91], a faixa de medida dinâmica do analisador de impedâncias é

limitada pela razão sinal/ruído na entrada do amplificador do equipamento. Quando se medem pequenos valores de impedâncias, pequenas tensões surgem e elas podem sobrepor o nível de sensibilidade do amplificador do sinal de entrada. Isto pode causar uma limitação na capacidade do equipamento de medir baixa impedância. Assim, a impedância medida abaixo de certo valor resultará numa curva que reflete o ruído da tensão de entrada do amplificador, ao invés da impedância da amostra analisada. Por analogia, existe uma curva que determina o limite superior para valores de impedância que o equipamento é capaz de medir. Foram feitas medidas de impedância, em aberto, com o porta-amostra vazio e preenchido com a amostra de osso. Os resultados são apresentados na Figura 11. Pode-se observar que a curva representando o módulo da impedância, no fundo de escala do instrumento, isto é, no limite em que ele considera uma impedância infinita devido à presença de um circuito aberto e sem o dielétrico, varia com a frequência. Nesse caso, o $|Z|$ assume valores em torno de $1\text{ G}\Omega$ na frequência de 100 Hz e atinge, aproximadamente, $2\text{ M}\Omega$ em 40 MHz . Portanto, para toda a faixa de frequência, medida neste trabalho, a máxima impedância que o instrumento é capaz de medir, num circuito aberto, é muito maior que o nível de sinal medido com o porta-amostra preenchido, de modo que o sinal medido com a presença da amostra num circuito aberto é confiável. Isto pode ser visto, comparando-se as duas curvas em linha cheia no gráfico da Figura 11. No caso do circuito aberto, que é o modo como foram realizadas as medidas, com o porta-amostra preenchido, a parte real (R) da impedância, mostrada na Figura 11 com o símbolo “+”, apresenta valores abaixo do nível de fundo, aproximadamente, -40 dB em 100 Hz . Para frequências maiores, até 100 kHz , essa diferença alcança -100 dB . Dessa forma, espera-se que as medidas de perdas (ϵ'') possam ser obtidas com melhor definição. Analogamente, a curva de reatância (X), mostrada com o símbolo “□” na mesma figura, aponta para medidas de permissividade (ϵ'), também, com boa definição. Estas conclusões justificam-se pela expressão (65), onde se observa que há uma relação de linearidade entre as

perdas (ϵ'') e a resistência, da mesma forma em que, pela expressão (64), nota-se que a relação de linearidade ocorre entre a permissividade (ϵ') e a reatância, medidas com o analisador de impedância.

Outras fontes de incertezas podem ser citadas como, por exemplo, os defeitos na geometria circular da amostra, causando espaços de ar entre as superfícies da amostra e das paredes da LT Coaxial. Para diminuir estes possíveis efeitos, utilizou-se, conforme já mencionado, a técnica de recobrir as paredes interna e externa da amostra com uma camada de tinta condutiva.

Figura 11 Medidas de impedância com o porta-amostra montado como um circuito aberto. Ressaltam-se a alta impedância ($10 \text{ M}\Omega < |Z| < 10 \text{ G}\Omega$, teoricamente infinita) obtida com o porta-amostra vazio e as curvas de reatância (símbolo “□”) e de resistência (símbolo “+”), obtidas com o porta-amostra preenchido com a amostra de osso.

As medidas também poderiam ser afetadas por fontes de erros sistemáticos, tais como, a polarização do porta-amostra e a indutância conduzida. Como a polarização, neste caso, decorreria do rearranjo da carga molecular na interface entre amostra e porta-amostra, na

presença de moléculas de água ou de íons hidratados, supõe-se que, com o osso desidratado, tal efeito pode ser desprezado. Esta hipótese é corroborada por resultados apresentados na literatura [42], [46]. O cabo de conexão também pode contribuir como fonte de erro sistemático, introduzindo um componente em série no circuito equivalente, a indutância. Para avaliar a qualidade dos cabos de conexão para RF, foram realizadas medidas de VSWR (*Voltage Standing Wave Ratio*). Esse parâmetro estabelece a relação entre os valores máximo e mínimo de tensão, $VSWR = V(\text{máx.})/V(\text{mín.})$, medidos nas extremidades do cabo, quando ondas estacionárias surgem devido a reflexões causadas, por exemplo, pelo descasamento de impedância. O VSWR é igual a 1 para as impedâncias perfeitamente casadas, tendendo ao infinito à medida que o descasamento aumenta. Neste trabalho, o cabo utilizado apresentou valores de VSWR menores que 1,0093 para frequências até 1,5 GHz, medidos com o analisador de redes A8722ES.

4 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

4.1 INTRODUÇÃO

Os resultados experimentais são apresentados, neste capítulo, na mesma sequência em que foram obtidos, de acordo com as seguintes etapas:

- estudo preliminar para avaliação da adequabilidade dos procedimentos de preparação do tecido ósseo, medindo-se as características dielétricas do osso em altas frequências e comparando-as com resultados apresentados na literatura para validação do processo;
- medidas de propriedades dielétricas em três etapas, definidas por metodologia e faixas de frequências diferentes, porém com regiões de sobreposição de frequências, com o objetivo de verificar se há, ou não, concordância entre as curvas nos limites de frequência de cada região;
- análise do parâmetro de ajuste da amplitude de oscilação do sinal de entrada (*spot osc. level*) do analisador de impedância para garantir o fornecimento da energia necessária para provocar a polarização no material dielétrico na faixa de frequência de interesse;
- avaliação do efeito da pintura das amostras com a tinta condutiva, frequentemente utilizada para diminuir efeitos de segunda ordem devido às possíveis distorções na geometria circular das amostras;
- e, finalmente, medidas das propriedades dielétricas do osso cortical desidratado, para a observação do fenômeno da anisotropia e apresentação comparativa entre os resultados obtidos neste trabalho e aqueles exibidos pela literatura científica.

4.2 ADEQUABILIDADE DO PROCESSO DE CONFEÇÃO DAS AMOSTRAS

Os resultados obtidos no estudo preliminar, realizado com o OSSO-1, pelo método de linha de transmissão, usando o modelo de Transmissão/Reflexão (T/R) de duas portas, na

faixa de frequência entre 50 MHz e 3 GHz [86], são apresentados na Figura 12. Para a análise feita nesta faixa de frequência, as amostras foram confeccionadas para um porta-amostra cilíndrico de medidas no padrão “2,4”, isto é, diâmetro externo de 2,4 mm, diâmetro interno igual a 1,04 mm. O instrumento utilizado foi um analisador de redes A8722ES, que opera na faixa de frequência de 50 MHz até 40 GHz.

Figura 12 Parte real da permissividade elétrica de osso cortical de fêmur bovino. Cada divisão no eixo x corresponde a um intervalo de frequência de 295 MHz.

Estes resultados serão comparados com alguns dados disponíveis na literatura, na seção 4.7, na mesma faixa de frequência, com a finalidade de validar o processo de fabricação de amostras cilíndricas coaxiais de osso cortical desidratado.

4.3 CONCORDÂNCIA ENTRE CURVAS OBTIDAS EM DIFERENTES FAIXAS DE FREQUÊNCIAS

Na sequência de análises, utilizou-se outra peça de fêmur, denominada OSSO-2 para confeccionar quatro amostras cilíndricas, com medidas no padrão tipo-N, na direção radial do

osso, e quatro na direção longitudinal, para realização de ensaios nas faixas de frequências entre 100 Hz e 1 MHz, e entre 100 kHz e 100 MHz. Do mesmo fêmur, foram confeccionadas outras quatro amostras, dessa vez, no padrão 2,4 mm, para a realização dos ensaios na faixa de frequências entre 50 MHz e 3 GHz. O objetivo desta segmentação dos ensaios em 3 faixas de frequências, com sobreposição de frequências, foi o de verificar se haveria concordância entre as curvas nos limites de frequência de cada uma quando obtidas por instrumentos diferentes. Os ensaios foram realizados com o analisador de impedância e o analisador de redes utilizado no estudo da adequabilidade do processo de confecção das amostras. A Figura 13 mostra gráficos com as curvas de permissividade relativa (ϵ') na direção longitudinal, obtidas nas três faixas de frequências, denominadas: 1ª faixa (100 Hz a 1 MHz), 2ª faixa (100 kHz a 100 MHz) e 3ª faixa (50 MHz a 3 GHz). Na mesma figura, apresentam-se as ampliações nas duas regiões de sobreposição de dados em frequência: Região I (entre 100 kHz e 1 MHz) e Região II (entre 50 MHz e 100 MHz). Os ensaios da primeira e da segunda etapa foram realizados com o analisador de impedância, efetuando-se, em cada uma delas, a calibração do instrumento na referida faixa de frequência e utilizando-se da teoria de circuitos concentrados. Por outro lado, as medidas da terceira etapa foram realizadas com outro instrumento, o analisador de redes, que também foi calibrado para a respectiva faixa de frequência de operação e, para as quais, utilizaram-se as relações entre os parâmetros de espalhamento das ondas eletromagnéticas refletidas e transmitidas, conforme recomendado em [86].

Figura 13 Curvas de permissividade relativa do osso, medida em amostras longitudinais e segmentadas em três faixas de frequência, com duas regiões de sobreposição de dados. As regiões I e II foram ampliadas nos gráficos (b) e (c), respectivamente.

Analogamente, a Figura 14 mostra gráficos com as curvas do fator de perdas (ϵ'') na direção longitudinal, obtidas nas três faixas de ensaio, como para a Figura 13, inclusive as sobreposições: 1ª faixa (100 Hz a 1 MHz), 2ª faixa (100 kHz a 100 MHz) e 3ª faixa (50 MHz a 3 GHz); regiões de sobreposição de dados em frequência: Região I (entre 100 kHz e 1 MHz) e Região II (entre 50 MHz e 100 MHz).

Figura 14 Curvas do fator de perdas do osso, medido em amostras longitudinais e segmentadas em três faixas de frequência, com duas regiões de sobreposição de dados. As regiões I e II foram ampliadas nos gráficos (b) e (c), respectivamente.

A Figura 15 apresenta as curvas para a permissividade relativa, na direção radial do osso, nas mesmas condições da Figura 13.

Figura 15 Curvas de permissividade relativa do osso, medida em amostras radiais e segmentadas em três faixas de frequência, com duas regiões de sobreposição de dados. As regiões I e II foram ampliadas nos gráficos (b) e (c), respectivamente.

Prosseguindo com a análise, apresentam-se a seguir, na Figura 16, as curvas para o fator de perdas, na direção radial do osso em função da frequência, nas mesmas condições da Figura 14.

Figura 16 Curvas do fator de perdas do osso, medido em amostras radiais e segmentadas em três faixas de frequência, com duas regiões de sobreposição de dados. As regiões I e II foram ampliadas nos gráficos (b) e (c), respectivamente.

Para cada amostra, medida nestes ensaios, a análise de como os pares de curvas, provenientes de uma ou de outra faixa de frequência, encontram-se, nas regiões de sobreposição de frequências, é um indicativo da qualidade dos resultados obtidos com a metodologia empregada. A análise destes ensaios encontra-se no capítulo 5.

4.4 AJUSTE DA AMPLITUDE DE OSCILAÇÃO DO SINAL DE ENTRADA

A análise do parâmetro de ajuste da amplitude de oscilação do sinal de entrada (*spot osc. level*) do analisador de impedância, também, foi foco de atenção neste trabalho. Esta variável está relacionada à energia necessária para provocar polarização no material dielétrico. Avaliou-se, aleatoriamente, a amostra tangencial (x), antes e depois da pintura com a tinta condutiva, extraída de outra peça de fêmur bovino, denominada OSSO-3. Foram

medidas as impedâncias para os valores de 0,01 V, 0,10 V, 0,50 V e 1,00 V no sinal de entrada e os resultados são mostrados nas Figuras 17, 18 e 19.

Figura 17 Variação da permissividade relativa de uma amostra tangencial (eixo x) do Osso-3 (a) antes e (b) depois da pintura com tinta condutiva, para vários níveis de tensão de entrada do analisador de impedância.

Figura 18 Variação do fator de perdas da mesma amostra tangencial (eixo x) do Osso-3 (a) antes e (b) depois da pintura com tinta condutiva, para vários níveis de tensão de entrada do analisador de impedância.

Figura 19 Variação da tangente de perdas da mesma amostra tangencial (eixo x) do Osso-3 (a) antes e (b) depois da pintura com tinta condutiva, para vários níveis de tensão de entrada do analisador de impedância.

4.5 EFEITO DA PINTURA DAS AMOSTRAS COM TINTA CONDUTIVA

Outro estudo foi realizado num ensaio com três amostras ortogonais, obtidas de uma peça de fêmur denominada OSSO-4, para verificar a qualidade das medidas quando as mesmas são pintadas, ou não, com a tinta condutiva. Os resultados desta análise são apresentados nas Figuras 20, 21 e 22. Na execução deste estudo, houve necessidade de refazer a pintura das amostras e realizar a limpeza do porta-amostra. Com a adoção deste procedimento, os resultados mostraram-se repetíveis, o que atesta a importância do uso do processo de pintura.

Figura 20 Variação da permissividade relativa de três amostras ortogonais (a) antes e (b) depois da pintura com tinta condutiva.

Figura 21 Variação do fator de perdas das mesmas três amostras ortogonais (a) antes e (b) depois da pintura com tinta condutiva.

Figura 22 Variação da tangente de perdas das mesmas três amostras ortogonais (a) antes e (b) depois da pintura com tinta condutiva.

4.6 MEDIDAS DA ANISOTROPIA

Os resultados obtidos com as medidas de permissividade e fator de perdas em função da frequência, com o OSSO-3, OSSO-4 e OSSO-5, na faixa de frequência entre 100 Hz e 1 MHz, e nas três direções ortogonais, são apresentados na forma gráfica.

A primeira série de gráficos, formada pelas Figuras 23, 24 e 25 representa a tangente de perdas em função do logaritmo neperiano da frequência. A opção de apresentar as propriedades dielétricas em função do logaritmo, ao invés da própria frequência, deve-se à larga abrangência do domínio espectral observado, a fim de possibilitar a visualização do comportamento de fenômenos relevantes como, por exemplo, a anisotropia e a relaxação dielétrica. Estes gráficos exibem, nas três direções: longitudinal, radial e tangencial, os resultados das medidas obtidas neste trabalho, justapostos à média daqueles obtidos por Sánchez e De Mercato, referidos em [30]. A forma como foi calculada a média e os resultados obtidos por esses dois autores, citados em [27] e [30], encontram-se no Apêndice C.

Figura 23 Variação da tangente de perdas dielétricas com a frequência na direção longitudinal da amostra.

Figura 24 Variação da tangente de perdas dielétricas com a frequência na direção radial da amostra.

Figura 25 Variação da tangente de perdas dielétricas com a frequência na direção tangencial da amostra.

Os resultados das medidas de permissividade radial e tangencial estão dispostos nas Figuras 26 e 27, na forma gráfica, versus a permissividade longitudinal, considerando-se os mesmos três ossos e a mesma faixa de frequência, citados no início desta seção. As curvas tracejadas, dispostas nestas duas figuras, atuam como um elemento de referência a partir do qual se deseja analisar a relação entre as duas variáveis representadas.

Analogamente, foram elaborados os gráficos do fator de perdas radial e tangencial versus o mesmo parâmetro na direção longitudinal. Os resultados são mostrados nas Figuras 28 e 29.

Figura 26 Medidas da permissividade relativa radial (ϵ'_{rad}) em função da mesma grandeza na direção longitudinal (ϵ'_{long}) e uma curva de referência, representando $\epsilon'_{rad} = \epsilon'_{long}$.

Figura 27 Medidas da permissividade relativa tangencial (ϵ'_{tang}) em função da mesma grandeza na direção longitudinal (ϵ'_{long}) e uma curva de referência, representando $\epsilon'_{tang} = \epsilon'_{long}$.

Figura 28 Medidas do fator de perdas radial (ϵ''_{rad}) em função da mesma grandeza na direção longitudinal (ϵ''_{long}) e uma curva de referência, representando $\epsilon''_{\text{rad}} = \epsilon''_{\text{long}}$.

Figura 29 Medidas do fator de perdas tangencial (ϵ''_{tang}) em função da mesma grandeza na direção longitudinal (ϵ''_{long}) e uma curva de referência, representando $\epsilon''_{\text{tang}} = \epsilon''_{\text{long}}$.

4.7 COMPARAÇÕES COM OUTRAS METODOLOGIAS

A curva da parte real da permissividade, na faixa de frequência entre 50 MHz e 3 GHz, obtida neste trabalho, para o osso cortical desidratado de fêmur bovino, é comparada com os resultados da literatura científica e com o resultado teórico, obtido pela compilação da equação de 4 dispersões de Cole-Cole (apresentada no Apêndice D). As curvas representando estes resultados são mostradas no gráfico da Figura 30, e as indicações entre colchetes na sua legenda correspondem às fontes bibliográficas citadas nesta tese.

Figura 30 Algumas medidas (representadas por símbolos, no gráfico) e o resultado de compilação da equação de Cole-Cole-4 (linha tracejada) da permissividade relativa de osso em mamíferos em função da frequência, confrontados com a curva obtida neste trabalho (linha cheia) na a faixa de frequência entre 50 MHz e 3 GHz. As indicações entre colchetes correspondem às referências citadas neste trabalho.

Figura 31 Parte real da permissividade complexa relativa de amostras de osso, na direção radial, em função da mesma grandeza, na sua direção longitudinal, para frequências desde 1 kHz até 3 MHz. Curvas obtidas por Sánchez e De Mercato [30].

Figura 32 Parte real da permissividade complexa relativa de amostras de osso, na direção tangencial, em função da mesma grandeza, na sua direção longitudinal, para frequências desde 1 kHz até 3 MHz. Curvas obtidas por Sánchez e De Mercato [30].

Figura 33 Parte imaginária da permissividade complexa relativa de amostras de osso, na direção radial, em função da mesma grandeza, na sua direção longitudinal, para frequências desde 1 kHz até 3 MHz. Curvas obtidas por Sánchez e De Mercato [30].

Figura 34 Parte imaginária da permissividade complexa relativa de amostras de osso, na direção tangencial, em função da mesma grandeza, na sua direção longitudinal, para frequências desde 1 kHz até 3 MHz. Curvas obtidas por Sánchez e De Mercato [30].

5 DISCUSSÃO

Este capítulo apresenta a análise e a discussão dos resultados e método proposto, enfatizando-se os aspectos relativos à caracterização da anisotropia na permissividade de osso cortical, desidratado, de fêmur bovino, na faixa de frequência entre 100 Hz e 1 MHz.

5.1 COMENTÁRIOS GERAIS SOBRE A METODOLOGIA PROPOSTA

A implementação do processo desenvolvido para caracterizar as permissividades complexas de material biológico sólido, osso cortical de fêmur bovino, e as etapas de geração e preparação das amostras são analisadas seguindo com base no diagrama mostrado na Figura 5.

Menciona-se que, inicialmente, para a confecção das amostras de osso femoral, estudou-se uma técnica de produção de cilindros, axialmente perpendiculares entre si, utilizando-se pequeno volume da diáfise do osso, que se ajustassem ao porta-amostra. Esses cilindros teriam de ser gerados, obedecendo à geometria cilíndrica do fêmur, segundo a orientação de um sistema de coordenadas cilíndricas. Observa-se, no entanto, que do ponto de vista prático, as amostras são confeccionadas segundo um sistema de eixos ortogonais cartesianos, cujo eixo z coincide nos dois sistemas. Deve-se considerar que as amostras, cuja orientação é apresentada na Figura 7, são submetidas ao campo elétrico na direção radial do porta-amostra. Assim, aquelas confeccionadas na direção x , sofrem a ação desse campo nas direções y e z , na direção y , nas direções x e z e aquelas, na direção z , sofrem a ação do campo nas direções x e y , considerando-se o sistema de referência da amostra. Daí a representação do tensor permissividade na forma expressa em (67).

Outro aspecto a ser analisado é o efeito da acomodação da amostra no dispositivo coaxial. Ressalta-se, assim, a importância da definição dos diâmetros das amostras, já que estes deverão ser compatíveis com as características físicas do porta-amostra. Segundo as

referências [34] e [94], esses valores são críticos para a obtenção de pequenas incertezas, nos ensaios que empregam o método de linha de transmissão coaxial. Dessa forma, o primeiro ponto a ser discutido é a consideração da incerteza na dimensão dos diâmetros interno e externo da amostra. Recomenda-se que a incerteza total nas medidas dos dois diâmetros, em torno de $\pm 1 \mu\text{m}$, torna a aplicação de métodos de correção, mais efetiva, devido à quebra de continuidade (*gap*) pela presença de ar entre os condutores. Ressalta-se a possibilidade do uso de algumas técnicas de medidas de dimensão, de baixo custo, que geram incertezas de $\pm 0,01 \text{ mm}$. As medidas apresentadas na Tabela 1 mostram que a maior incerteza do diâmetro interno foi de $\pm 0,03 \text{ mm}$ e a menor $1 \mu\text{m}$, enquanto que, para o diâmetro externo, a maior foi de $\pm 0,03 \text{ mm}$ e a menor, de $2 \mu\text{m}$. O segundo ponto a ser analisado, ainda com relação ao ajuste da amostra na LT coaxial, refere-se ao resultado da medição desses diâmetros. O porta-amostra utilizado é do tipo N, com dimensões que seguem o padrão internacional de medidas. Lembrando que seus diâmetros, externo e interno, correspondem a 7,000 mm e 3,050 mm, os diâmetros da amostra devem se aproximar o suficiente dos diâmetros da LT, de modo a evitar assimetria no sistema. A Figura 35 ilustra o posicionamento ideal da amostra na LT coaxial em (a) e a disposição tipicamente assimétrica que, geralmente, ocorre no procedimento experimental, em (b). Diferenças entre as dimensões dos diâmetros da LT e da amostra causam uma diminuição nas medidas da permissividade e permitem a penetração de ar no sistema, o que dá origem a modos de propagação de mais altas ordens [94].

Figura 35 Gaps de ar entre a amostra e o porta amostra coaxial.

A Figura 36, obtida com dados de [94], mostra as discrepâncias obtidas para ϵ' quando as medidas são feitas pelo método de LT coaxial, padrão 7 mm – 50 Ω , sem compensação devido à presença de ar, e em três situações: sem o *gap*, com *gap* entre o diâmetro interno da amostra e o condutor e com *gap* entre o diâmetro externo da amostra e o condutor externo. Observa-se que esse fato se acentua quando o diâmetro interno é superdimensionado.

Figura 36 Medidas da permissividade relativa, obtidas pelo método de LT coaxial, mostrando as discrepâncias geradas pela presença de *gaps* de ar entre a amostra e a linha. Obtida com base em dados de [94].

Enfatiza-se que a instrumentação e os componentes dos *kits* de calibração, que foram utilizados neste trabalho, têm certificação de órgãos acreditados e são classificados como rastreáveis. Na Tabela 2, são listados os números de certificação. Ressalta-se que o laboratório onde foram realizadas as medidas das dimensões das amostras é acreditado pelo Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (INMETRO) e faz parte da Rede Brasileira de Calibração (RBC).

Tabela 2 Certificação da instrumentação utilizada neste trabalho.

Instrumento	Modelo	Número Série	Certificado de Calibração	Data de Validade
Câmara de temperatura e umidade	SH 201 Espec Ltd	92000029	CC ASA-P/LCT 083/06	17/11/07
Analizador de impedância	4194A Agilent	2830J1934	CLB/LME/128/05	20/07/07
Analizador de redes	8722ES Agilent	MY41006164	Agilent Technologies Brasil Ltda. 1-1181811185-1	02/01/10

Ressaltam-se aqui os seguintes procedimentos propostos, visando minimizar os efeitos das incertezas [94]:

- tornar os *gaps* tão pequenos quanto possível, adotando técnicas adequadas para a confecção das amostras;
- fazer a compensação, nas equações utilizadas para a obtenção da permissividade, devido aos efeitos causados pela presença do *gap*, e
- envolver a amostra com um material condutor de eletricidade.

Neste trabalho, foram adotados, nos procedimentos de geração e preparação da amostra, conforme descrito no capítulo 4, as recomendações apresentadas nos itens (a) e (c). O procedimento apresentado no item (b) não pôde ser aplicado devido à indisponibilidade de instrumentação adequada para a avaliação dos *gaps*. Considerando, ainda, a influência do dimensionamento das amostras de osso sobre as medidas das propriedades dielétricas, o comprimento, l_s , é um dos parâmetros que possibilita determinar a permissividade relativa e o fator de perdas, conforme as expressões (64) e (65), respectivamente. Portanto, há uma dependência explícita dessas grandezas, tanto com o resultado medido quanto com a sua incerteza. Há, também, que se considerar a relação entre o comprimento da amostra e o

comprimento da onda que se propaga para que a aproximação na expressão (53) seja válida. Esse critério pode ser observado levando-se em conta os dados da Tabela 1 no cálculo:

$$\frac{l_s}{\lambda} \ll 1 \quad (68)$$

Com relação ao controle de temperatura e umidade, ressalta-se que os ensaios para obtenção dos dados de permissividade e fator de perdas foram realizados dentro da câmara climática citada na seção 3.3.6. Os valores de temperatura e umidade relativa foram mantidos fixos e iguais a 37 °C e 50 %, respectivamente.

5.2 COMENTÁRIOS GERAIS SOBRE OS RESULTADOS OBTIDOS

O primeiro ensaio realizado para medidas de permissividade, neste trabalho, avaliou a adequabilidade do processo de confecção das amostras para esse fim. Observando-se o gráfico apresentado na Figura 30, nota-se que a curva representando os resultados deste trabalho exibe concordância com os dados referentes às medidas de osso cortical de rato [99]. Pode-se, também, notar uma tendência à continuidade entre a curva deste trabalho e o comportamento dos resultados que representam o estudo realizado com osso cortical humano à temperatura de 37 °C em [50]. É possível concluir que, na faixa de frequência entre 600 MHz e 3 GHz estes resultados apresentam permissividade relativa entre 8 e 9. Como era de se esperar, os resultados compilados do trabalho [42] apresentam variações, já que se referem a osso fresco, não desidratado. Com relação às medidas de osso cortical de ovino [50], realizadas com osso fresco do crânio, as permissividades relativas encontram-se entre 10 e 20 na faixa de frequência entre 50 MHz a 3 GHz, mostrando melhor concordância com os resultados compilados. Com base nestes resultados, pode-se considerar que o processo de fabricação das amostras é adequado para ser utilizado em linhas de transmissão coaxiais, haja vista que os

valores de permissividade relativa encontram-se dentro da ordem de grandeza aceitável [14] [25], [30].

O segundo ensaio realizado neste trabalho teve por objetivo avaliar a concordância entre as curvas de permissividade longitudinal e radial, e aquela entre as curvas do fator de perdas nas mesmas direções em duas regiões. A região I é determinada pela sobreposição de dados obtidos na faixa de frequência entre 100 kHz e 1 MHz, para um mesmo instrumento (analisador de impedância) com calibrações diferentes. Por outro lado, a região II é determinada pela sobreposição de dados obtidos na faixa de frequência entre 50 MHz e 100 MHz, onde foram usados dois instrumentos diferentes: o analisador de impedância e o analisador de redes, utilizado no ensaio anterior. Nota-se, por exemplo, que, na Figura 13 (a), os dados de permissividade longitudinal são concordantes. Entretanto, na ampliação da região I registrada na Figura 13 (b), a amostra 3 apresenta variações de permissividade em torno de 10% entre dois dados de uma mesma frequência. No caso do fator de perdas longitudinal, observando-se a ampliação gráfica da região I na Figura 14 (b), o problema torna-se mais crítico apresentando diferenças maiores que 50% para a amostra 1. Uma análise da variação dos valores de permissividade longitudinal nos dados da Região II mostra que as diferenças ficam em torno dos 10%, porém, esta relação torna a piorar para os dados de fator de perdas longitudinais, quando as diferenças chegam a mais de 70%. Para as quantidades radiais, a permissividade varia de 13% no pior caso, que é da amostra 2 na região I, Figura 15 (b), e de 5% no pior caso, que é da amostra 3 na região II, Figura 15 (c). O fator de perdas, na direção radial, varia de 35% no pior caso, que é da amostra 3, na região I, conforme é mostrado na Figura 16 (b), e de mais de 100% no pior caso, que é da amostra 4, na região II e pode ser visto na Figura 16 (c). Com isto, pode-se dizer que, embora as medidas realizadas no limite de medição dos dois instrumentos apresentem diferenças numéricas, assim como nos resultados anteriormente discutidos, estas, também, apresentam ordem de grandeza

semelhante, frente às variações observadas na permissividade e no fator de perdas ao longo de toda a faixa de frequência analisada em cada instrumento.

O terceiro ensaio, apresentado na seção 4.4, foi realizado com o objetivo de ajustar o analisador de impedância com o sinal necessário para garantir a polarização do dielétrico. Observa-se, nos gráficos apresentados, que a permissividade relativa, abaixo da frequência de 1 kHz, apresenta um comportamento alterado para valores de tensão iguais a 0,01 V e 0,1 V. Ainda, comparando-se esses ensaios feitos com as amostras pintadas e não-pintadas, no gráfico da Figura 17 (a) e (b), nota-se que o comportamento da curva de permissividade permanece inalterado para a amostra pintada na tensão de 0,1 V. Isto mostra que a sensibilidade à tensão do sinal de entrada do analisador de impedância é melhorada ao se utilizar amostras pintadas. Para as medidas do fator de perdas, nos gráficos da Figura 18 (a) e (b), esta conclusão se torna mais evidente, pois o comportamento das curvas permanece inalterado para todos os valores de tensão analisados (0,01 V, 0,1 V, 0,5 V e 1 V). Como a tangente de perdas está relacionada tanto à permissividade quanto ao fator de perdas, a sua sensibilidade à tensão ficou determinada pelo parâmetro menos sensível, ou seja, à tensão para medir a permissividade, como mostram os gráficos da Figura 19. Portanto, a partir desta análise, a melhor opção foi utilizar o sinal de entrada igual a 500 mV.

Um estudo mais detalhado foi realizado para verificar o efeito da pintura metálica das amostras, nos resultados de medidas da permissividade e do fator de perdas. Os gráficos, mostrados nas Figuras 20, 21 e 22, apresentam grandes alterações tanto nas intensidades quanto nas formas como variam as grandezas analisadas. Essas alterações são diferentes para cada orientação das amostras, havendo, inclusive, mudanças quanto ao eixo de mais fácil polarização.

Finalmente, o último ensaio realizado trata das medidas de permissividade para caracterizar a anisotropia do osso cortical desidratado. Observando-se os dados da Figura 23,

referentes à tangente de perdas longitudinal em função do $\ln(f)$, ressalta-se a variação deste parâmetro, obtida por Sánchez e De Mercato [30] na faixa de frequência de 100 Hz a 1 MHz. Foram obtidos, para a $tg \delta$ longitudinal (axial), valores entre 1 e 5 para as frequências de 1 MHz e 100 Hz, respectivamente. Neste trabalho, a média entre os três dados da $tg \delta$ longitudinal, de maior e menor frequência, foram 0,13 e 4,68, respectivamente. Fazendo-se o mesmo cálculo para os dados apresentados nas Figuras 24 e 25, obtêm-se os valores apresentados na Tabela 3. A Tabela 4 mostra os valores mínimos e máximos das $tg \delta$ longitudinal, tangencial e radial, obtidos nestes dois estudos.

Tabela 3 Valores médios da $tg \delta$ nas três direções ortogonais do sistema de referência, obtidos neste trabalho e em [30], para as frequências de 100 Hz e 1 MHz.

Tangente de Perdas Valores Médios				
Frequência (Hz)		Direção Axial	Direção Tangencial	Direção Radial
100	(A)	4,68	3,18	2,74
	(B)	0,55	0,61	0,38
1M	(A)	0,13	0,13	0,15
	(B)	0,1	0,1	0,09

Nota: (A) Metodologia Proposta e (B), Valores médios resultante de [30]

Observam-se, pela simples comparação entre os resultados expostos na Tabela 3, variações entre os resultados de até 40% para a frequência de 1 MHz e de até 88% para 100 Hz, de um trabalho para outro. É interessante notar, também, que todas as médias obtidas para as $tg \delta$, em qualquer direção considerada, são maiores neste trabalho que aquelas obtidas por Sánchez e De Mercato [30].

Tabela 4 Valores mínimos e máximos da tangente de perdas obtidos neste trabalho e na referência [30], para as três direções ortogonais nas frequências mínima (100 Hz) e máxima (1 MHz) dos ensaios.

Tangente de Perdas							
Frequência (Hz)		<u>Direção Axial</u>		<u>Direção Tangencial</u>		<u>Direção Radial</u>	
		Mín.	Máx.	Mín.	Máx.	Mín.	Máx.
100	(A)	3,51	5,86	0,15	5,53	0,18	4,43
	(B)	0,52	1,00	0,41	1,28	0,10	0,54
1M	(A)	0,12	0,15	0,13	0,14	0,12	0,19
	(B)	0,07	0,12	0,08	0,12	0,07	0,12

Nota: (A) Metodologia Proposta e (B), Valores médios resultante de [30]

Analisando-se a Figura 26, percebe-se que os valores da permissividade radial e longitudinal são muito próximos, no limite das frequências mais altas, isto é, por volta de 1 MHz. Da mesma forma, na Figura 27, os valores das permissividades tangencial e longitudinal são próximos entre si para frequências da ordem de 1 MHz. Observa-se, entretanto, que tal fato ocorre numa faixa de frequência mais ampla que aquela relacionada à avaliação das outras duas permissividades, entre 1 MHz e 3 kHz. Em outras palavras, isto significa que a anisotropia na direção tangencial é mais expressiva nas frequências abaixo de 3 kHz. Este comportamento é observado nos gráficos com os resultados da pesquisa de Sánchez e De Mercato [30], nas Figuras 31 e 32, e ocorre, também, quando se considera a análise do fator de perdas. Tal fato reitera as citações de que a anisotropia do osso só ocorre nas frequências abaixo de 1 MHz.

Ao contrário dos procedimentos adotados por Reinish [87] e Sánchez [30], em que a quantidade de água presente nas amostras foi avaliada, neste trabalho não foram feitas medidas para avaliação de possível umidade residual no osso, considerado desidratado segundo os critérios apontados em [87]. Conforme evidenciado por Kosterich e colaboradores [83], [84] e Reinish [87], a umidade tem influência considerável nos resultados das medidas, ainda mais considerando-se que esse meio líquido que percorre o osso é iônico. Nessas condições, as diferenças na ordem de grandeza observadas entre as permissividades apresentadas neste trabalho e no de Sánchez podem ser atribuídas não só às diferenças entre os doadores e à natureza heterogênea do tecido [7], mas podem estar relacionadas, também, à possível umidade residual presente nos ossos usados neste trabalho.

6 CONCLUSÕES

Neste trabalho foi estabelecida uma metodologia para a avaliação das permissividades complexas aplicável à avaliação de materiais sólidos, sendo escolhida como aplicação a avaliação do osso cortical de fêmur bovino desidratado em uma faixa de frequência ampla, 100 Hz até 1 MHz.

A técnica para geração e preparação de amostras cilíndricas e axialmente perpendiculares foi desenvolvida e validada pelo método de linha de transmissão coaxial, aplicando-se o modelo de Transmissão/Reflexão para duas portas.

Ressalta-se que o confronto entre os resultados obtidos neste trabalho, com os experimentais e teóricos, resultantes da aplicação de métodos diversos, mostrou que a metodologia proposta é adequada.

Foram analisados o fator de perdas e a permissividade relativa de diversas amostras, obtidas a partir de três peças de fêmur, cujo procedimento adotado para sua confecção é original, apresentando valores satisfatórios, quando confrontados com os existentes na literatura. A metodologia apresentada considera geometrias cilíndricas e axialmente perpendiculares entre si, geradas a partir de um pequeno volume da diáfise do osso. As três amostras ortogonais foram geradas a partir de uma matriz de 7 cm de comprimento, obtida a partir da linha que divide a região diafísica ao meio. No processo de preparação da amostra, ressalta-se a importância da adoção da pintura para evitar descontinuidade na linha, preservando, portanto, o contato elétrico entre a amostra e as paredes do condutor.

Com relação aos aspectos da anisotropia, os resultados das permissividades e dos fatores de perdas das amostras, particularmente, aqueles relacionados às direções radial (y) e tangencial (x), em função das mesmas grandezas na direção longitudinal (z), devem ser enfatizados. Nesse caso, foram verificados valores inferiores, na direção longitudinal, àqueles obtidos nas outras duas direções, diferentes daqueles obtidos por Sánchez e De Mercato em

[30], cujas medidas mostraram-se, na maior parte, maiores na direção longitudinal do que nas outras duas direções. Atribuem-se estas diferenças à maneira como as amostras foram preparadas e à direção relativa decorrente da incidência do campo. Conforme discussão apresentada, os dipolos das amostras confeccionadas com o eixo longitudinal coincidente com o eixo do osso, por exemplo, quando expostas ao campo elétrico na direção radial da LT Coaxial, ficam alinhados a ele, ou seja, nas direções x e y . Dessa forma, o tensor permissividade tem componentes x e y , mas não tem o z , e a permissividade complexa medida, representa, então, um valor médio, composto por ϵ_x e ϵ_y . Por outro lado, as amostras geradas com o eixo coincidente com a direção radial do osso, quando submetidas ao campo radial, têm seus dipolos alinhados nas direções x e z . Se o elemento ϵ_z for suficientemente maior que ϵ_x e ϵ_y , então, o valor medido da permissividade complexa, para essa amostra, será maior do que na direção longitudinal. Um raciocínio análogo leva à conclusão de que a permissividade complexa, medida com a amostra tangencial, cuja medida é maior do que a longitudinal neste trabalho, receberá a contribuição do componente ϵ_z , que é significativo na análise das diferenças observadas.

Pode-se concluir que o processo para caracterizar a permissividade complexa de um material biológico sólido, na faixa de frequência desde 100 Hz até 1 MHz, foi implementado.

Os resultados obtidos revelam perspectivas de continuidade nesta linha de pesquisa, face à contribuição destes, principalmente, no que tange à preparação de amostras e à possibilidade de avaliações de materiais biológicos sólidos em uma ampla faixa de frequência.

6.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Durante o desenvolvimento deste trabalho, muitas das questões que foram levantadas poderão ser abordadas em trabalhos futuros. Entre estas mencionam-se:

- Avaliação das contribuições do efeito da diferença de doadores e do grau de umidade das amostras no valor medido das propriedades dielétricas, por meio da adoção de mecanismos de controle de umidade, presente nas amostras utilizadas nos ensaios.
- Simulações computacionais para avaliação do efeito causado pelas variações da permissividade elétrica em aplicações diversas, tais como: na Taxa de Absorção Específica – *SAR*, nos implantes de próteses, na regeneração óssea, em materiais cerâmicos como a porcelana de osso.
- Estudos da influência dos parâmetros dispersivos sobre a frequência de relaxação.
- Avaliação dos processos de perdas durante a exposição do osso a campos eletromagnéticos com frequências em outras faixas de frequências.
- Estudos sobre a consideração da ressonância no osso, em frequências superiores às adotadas neste trabalho, como sendo um dos processos de perdas em dielétricos constituídos por estruturas e partículas, e a determinação de seu parâmetro “comprimento estrutural”, *s* [89].
- Adequação da metodologia proposta visando aplicá-la em estudos na área de bioengenharia, tais como aqueles relacionados à terapia ortopédica [40].

REFERÊNCIAS⁸

- [1] ICNIRP Guidelines. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). **Health Physics**, vol. 74, no. 4, pp. 494-522, 1998.
- [2] JOHNSTON, S. World Health Organization criteria for EMF health risk assessment. In: STAVROULAKIS, P. (Ed.). **Biological Effects of Electromagnetic Fields**. Germany: Springer-Verlag, 2003. Appendix A, pp. 733-777.
- [3] THE INTERNATIONAL EMF PROJECT. World Health Organization. Disponível em <<http://www.who.int/peh-emf/project/en/>>. Acesso em: 06 ago 2007.
- [4] GAJŠEK, P. et al. Mathematical modeling using experimental and theoretical methods in evaluating specific absorption rates (SAR). In: STAVROULAKIS, P. (Ed.). **Biological Effects of Electromagnetic Fields**. Germany: Springer-Verlag, 2003. Chap. 3.2, pp. 116-170.
- [5] SIAUVE, N.; NICOLAS, L. Screening of significant electromagnetic properties of biological tissues using design of experiments and numerical computation. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON ELECTROMAGNETIC FIELDS, HEALTH AND ENVIRONMENT – EHE’06, 2006, Funchal, Madeira, Portugal. **Proceedings of the International Conference on Electromagnetic Fields, Health and Environment** Coimbra: Carlos Lemos Antunes – Associação Portuguesa para a Promoção e Desenvolvimento da Engenharia Electrotécnica – APDEE, 2006. pp. 2.65-2.70.
- [6] MASON, P. A. et al. Effects of frequency, permittivity, and voxel size on predicted specific absorption rate values in biological tissue during electromagnetic-field exposure. **IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques**, vol. 48, pp. 2050-2058, 2000.
- [7] HURT, W. D., ZIRIAX, J. M., MASON, P. A. Variability in EMF permittivity values: implications for SAR calculations. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, vol. 47, pp.396-401, 2000.
- [8] FUKUNAGA, K., WATANABE, S., YAMANAKA, Y. Dielectric properties of tissue-equivalent liquids and their effects on specific absorption rate. **IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility**, vol. 46, pp. 126-129, 2004.
- [9] KANG, G.; GANDHI, O. P. Effect of dielectric properties on the peak 1– and 10-g SAR for 802.11 a/b/g frequencies 2.45 and 5.15 to 5.85 GHz. **IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility**, vol. 46, pp. 268-274, 2004
- [10] CHANG, W. H.; CHANG, K. T.; LI, J. Applications of therapeutic effects of electromagnetic fields. In: STAVROULAKIS, P. (Ed.). **Biological Effects of Electromagnetic Fields**. Germany: Springer-Verlag, 2003. Chap. 6, pp. 624-732.

⁸ Texto elaborado de acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) – NBR 6023.

- [11] GANDHI, O. P. (Ed.). **Biological effects and medical applications of electromagnetic energy**: Parts 3, 4, 5. Englewood Cliffs, NJ, USA: Prentice Hall, 1990. 573 p.
- [12] GUY, A. W. Future research directions and needs in biologic electromagnetic radiation research. **Annals New York Academy of Sciences**, 1975. pp. 539-545.
- [13] HORNAK, J. P. **The basics of MRI**. In: Center for Imaging Science, Rochester Institute of Technology, NY. Disponível em <<http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>>. Acesso em 01 ago. 2007.
- [14] PETHIG, R. Dielectric properties of biological materials: biophysical and medical applications. **IEEE Transactions on Electrical Insulation**, vol. EI-19, no. 5, pp. 453-474, October 1984.
- [15] STUCHLY, M. A.; STUCHLY, S. S. Experimental radio and microwave dosimetry. In: POLK, C.; POSTOW, E. **Handbook of biological effects of electromagnetic fields**. 2nd edition. CRC Press, 1996. Chap. 8, pp. 296-297.
- [16] FOSTER, K. R.; SCHWAN, H. P. Dielectric properties of tissues. In: POLK, C.; POSTOW, E. **Handbook of biological effects of electromagnetic fields**. 2nd edition. CRC Press, 1996. Chap. 1, pp. 25-102.
- [17] TSAKANYAN, I. S.; IVANOV, V. K.; MALYSHENKO, Y. I. Complex dielectric permittivity of animals' organs and tissues measurements in microwave band for the needs of modern veterinary medicine. In: INTERNATIONAL KHARKOV SYMPOSIUM ON PHYSICS AND ENGINEERING OF MICROWAVES, MILLIMETER AND SUBMILLIMETER WAVES – MSMW'2001, 4, 2001, Kharkov, Ukraine. **Proceedings of the Fourth International Kharkov Symposium on Physics and Engineering of Microwaves, Millimeter and Submillimeter Waves**, p. 945.
- [18] BERDOV, B. A.; MENTESHASHVILI, G. Z. Thermoradiotherapy of patients with locally advanced carcinoma of the rectum. **Int. J. Hyperthermia**, vol. 6, 1990, pp. 881-890.
- [19] STERZER, F. Microwave medical devices. **IEEE Microwave Magazine**, pp. 65-70, March 2002.
- [20] SIAUVE, N. et al. 3D numerical model of electromagnetic heating in hyperthermia cancer therapy. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON ELECTROMAGNETIC FIELDS, HEALTH AND ENVIRONMENT – EHE'06, 2006, Funchal, Madeira, Portugal. **Proceedings of the International Conference on Electromagnetic Fields, Health and Environment** Coimbra: Carlos Lemos Antunes – Editor, Associação Portuguesa para a Promoção e Desenvolvimento da Engenharia Electrotécnica – APDEE, 2006. pp. 2.177-2.182.
- [21] NELSON, S. O. Measuring frequency- and temperature-dependent permittivities of food materials. **IEEE Instrumentation and Measurement**, vol. 51, no. 4, pp. 589-592, 2002.
- [22] NELSON, S. O. Measuring dielectric properties of fresh fruits and vegetables. In: IEEE ANTENNAS AND PROPAGATION SOCIETY INTERNATIONAL SYMPOSIUM, 22-27 June 2003. **Proceedings of IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium**, vol. 4, pp. 46-49.

- [23] NELSON, S. O. Agricultural applications of dielectric measurements. **IEEE Transactions on Dielectrics and Electrical Insulation**, vol. 13, no. 4, pp. 688-702, 2006.
- [24] POLK, C.; POSTOW, E. **Handbook of biological effects of electromagnetic fields**. 2nd edition. Boca Raton, Florida, USA: CRC Press, 1996. Chap. 5, pp. 231-246.
- [25] GABRIEL, C.; CHAN, T. Y. A.; GRANT, E. H. Admittance models for open-ended coaxial probes and their place in dielectric spectroscopy. **Phys. Med. Biol.**, vol. 39, pp. 2183-2200, 1994.
- [26] MONCADA, M. E. et al. Developed and simulation of a magnetic stimulation prototype for long bones fractures consolidation. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON ELECTROMAGNETIC FIELDS, HEALTH AND ENVIRONMENT – EHE'06, 2006, Funchal, Madeira, Portugal. **Proceedings of the International Conference on Electromagnetic Fields, Health and Environment** Coimbra: Carlos Lemos Antunes – Associação Portuguesa para a Promoção e Desenvolvimento da Engenharia Electrotécnica – APDEE, 2006. pp. 2.81-2.85.
- [27] DE MERCATO, G.; SANCHEZ, F. J. G. Correlation between low-frequency electric conductivity and permittivity in the diaphysis of bovine femoral bone. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering** vol. 39, no. 5, pp.523-526, May 1992.
- [28] LIRANI, A. P. R.; CASTRO, M. L. Evidências da ação de agentes físicos sobre o metabolismo do tecido ósseo e seus potenciais usos clínicos. **Arq. Bras. Endocrinol. Metab.**, vol. 49, no. 6, p.891-896, dez. 2005.
- [29] FOIS, M. et al. Dielectric properties of bone and its main mineral component. In: International Symposium on Electrets, ISE 10, 1999. Proceedings of the 10th International Symposium on Electrets, 22-24 Sept. 1999. pp. 217-220.
- [30] SÁNCHEZ, F. J. G.; DE MERCATO, G. A study of dielectric anisotropy in dehydrated cortical bone. **Medical Progress through Technology**, vol. 21, pp. 165-170, 1996.
- [31] BALDIN, R. K. S.; PREVEDELLO, L. M. S. **Sistema locomotor**: Manual teórico-prático do sistema locomotor. Departamento de Patologia Médica, Setor de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná. Disponível em: <www.hc.ufpr.br/acad/patologia/anatomia/atividades/locomotor/apostila1-1.doc>. Acesso em 31 ago. 2007.
- [32] The American Society for Bone and Mineral Research (ASBMR) - UW Departments Web Server. University of Washington, USA. Last update 08/15/2007. Disponível em: <<http://depts.washington.edu/bonebio/ASBMRed/ASBMRed.html>>. Acesso em 31 ago. 2007.
- [33] BURDETTE, E. C.; CAIN, F. L.; SEALS, J. In vivo probe measurement technique for determinig dielectric properties at VHF through microwave frequencies. **IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques**, vol. MTT-28, no. 4, pp. 414-427, 1980.

- [34] NATIONAL PHYSICAL LABORATORY Guide. **A guide to the characterisation of dielectric materials at RF and microwave frequencies**. London: Institute of Measurement and Control, 2003. Chap. 6.
- [35] GUSTRAU, F.; BAHR, A. W-Band investigation of material parameters, SAR distribution, and thermal response in human tissue. **IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques**, vol. 50, no. 10, pp. 2393-2399, 2002.
- [36] ALABASTER, C. M. Permittivity of human skin in millimetre wave band. **Electronics Letters**, vol. 39, no. 21, 16th October 2003.
- [37] PORTAL INOVAÇÃO. Ministério da Ciência e Tecnologia. Busca por competências. Palavras-chave: “medidas eletromagnéticas em tecidos biológicos”. Disponível em: <<http://www.portalinovacao.info/ISPublish/inovacao/portal/>>. Acesso em: 8 ago. 2007.
- [38] ISI WEB OF KNOWLEDGE – WEB OF SCIENCE. It is an integrated Web-based platform, provides high-quality content and the tools to access, analyze, and manage research information. Disponível em: <<http://portal.isiknowledge.com/portal.cgi>>. Acesso em 25/07/2007.
- [39] LOPES JÚNIOR, D. **Análise de desempenho do sistema de transmissão de energia transcutâneo (TETS) aplicável à alimentação de corações artificiais auxiliares implantáveis**. 2003. 61 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2003.
- [40] ACEVEDO, M. E. **Sistema de generación de campo magnético con apoyo computacional como herramienta coadyuvante en la consolidación de fractura de diáfisis femoral**. 2007. 214 p. Tesis de doctorado. Programa de Ingeniería Eléctrica y Electrónica. Universidad del Valle, Cali – Colômbia, 2007.
- [41] MIYAHARA, R. Y.; GOUVÊA, D.; TOFFOLI, S. M. Obtenção e caracterização de cinza de ossos bovinos visando à fabricação de porcelana de ossos – *bone china*. **Cerâmica**, vol. 53, pp. 234-239, 2007.
- [42] GABRIEL, C.; GABRIEL, S. Compilation of the dielectric properties of body tissue at RF and microwave frequencies. Brooks Air Force Base, San Antonio, TX, Rep. AL/OE-TR-1996-0037, 1996. [Online]. Disponível em: <<http://www.brooks.af.mil/AFRL/HED/hedr/reports/home.html>>. Acesso em: 08 set. 2004.
- [43] ANDREUCCETTI, D.; FOSSI, R.; PETRUCCI, C. An internet resource for the calculation of the dielectric properties of body tissues in the frequency range 10 Hz – 100 GHz. Produced by ITALIAN NATIONAL RESEARCH COUNCIL, INSTITUTE FOR APPLIED PHYSICS “NELLO CARRARA” (IFAC) – Florence, Italy, 1997. Disponível em: <<http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>>. Acesso em: 16 ago 2007.
- [44] NELSON, S. O. Dielectric properties measurement techniques and applications. **Transactions of the ASAE**, vol. 42, no. 2, pp. 523-529, 1999.
- [45] STUCHLY, M. A.; STUCHLY, S. S. Electrical properties of biological substances. In: GANDHI, O. P. **Biological effects and medical applications of electromagnetic energy**. Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice Hall, 1990. Chap. 5, pp. 75-112.

- [46] FOSTER, K. R. Herman P. Schwan: A scientist and pioneer in biomedical engineering. **Annual Review of Biomedical Engineering**, vol. 4, pp. 1-27, 2002.
- [47] MORGAN, H. et al. Single cell dielectric spectroscopy. **Journal of Physics D: Applied Physics**, vol. 40, pp. 61-70, 2007.
- [48] AGILENT. **Basics of measuring the dielectric properties of materials**. USA: Agilent Technologies, 26 June 2006, pp.1-32. Application Note. Disponível em: <<http://cp.literature.agilent.com/litweb/pdf/5989-2589EN.pdf>>. Acesso em: 10/08/2007.
- [49] WEI, Y.Z.; SRIDHAR, S. A new graphical representation for dielectric data. **J. Chem. Phys.**, vol. 99, no. 4, pp. 3119-3124, 1993.
- [50] GABRIEL, C.; GABRIEL, S.; CORTHOUT, E. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey. **Phys. Med. Biol.**, UK, vol. 41, pp. 2231-2249, 1996.
- [51] STUCHLY, M. A.; STUCHLY, S. S. Dielectric properties of biological substances – tabulated. **Journal of Microwave Power**, vol.15, no.1, pp. 19-26, 1980.
- [52] WEI, Y.; SRIDHAR, S. Biological applications of a technique for broadband complex permittivity measurements. **Microwave Symposium Digest**, pp.1271 – 1274, 1992. IEEE MTT-S International, 1-5 June 1992.
- [53] HELME, B. G. M. Measurement of the microwave properties of materials. **Industrial Uses of Microwaves**, pp. 3/1 - 3/7. IEE Colloquium, 20 Jun 1990.
- [54] NATIONAL PHYSICAL LABORATORY Guide. **A guide to the characterisation of dielectric materials at RF and microwave frequencies**. London: Institute of Measurement and Control, 2003. p. 145.
- [55] YANG, Z. et al. Simplified permittivity measurement of human skin in vivo. In: BIOENGINEERING CONFERENCE, 26, 2000. **Proceedings of IEEE 26th Annual Northeast**, 2000, pp. 121-122.
- [56] XU, Y.; GHANNOUCHI, F. M.; BOSISIO, R. G. Theoretical and experimental study of measurement of microwave permittivity using open ended elliptical coaxial probes. **IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques**, vol. 40, no. 1, pp. 143-150, Jan 1992.
- [57] CHANG, C. W.; CHEN, K. M.; QIAN, J. Nondestructive determination of electromagnetic parameters of dielectric materials at X-Band frequencies using a waveguide probe system. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, vol. 46, no. 5, pp. 1084-1092, Oct. 1997.
- [58] MOUSSA, M. H.; KHOUSA, M. A. A.; QADDOUMI, N. N. Measurement of liquids dielectric property using monopole probes operating at microwave frequencies. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON ELECTRONICS, CIRCUITS & SYSTEMS (ICECS 2003), 10, 2003, University of Sharjah, Sharjah. **Proceedings of 10th IEEE International Conference on Electronics, Circuits & Systems**, pp. 1204-1207.
- [59] KRUPKA, J.; WEIL, C. Recent advances in metrology for the electromagnetic characterization of materials at microwave frequencies. In: INTERNATIONAL

- CONFERENCE ON MICROWAVE AND RADAR (MIKON'98), 12, 1998, Kraków, Poland. **Proceedings of 12th International Conference on Microwave and Radar**, vol. 4, pp. 243-253.
- [60] JIANG, G. Q. et al. Open-ended coaxial-line technique for the measurement of the microwave dielectric constant for low-loss solids and liquids. **Rev. Sci. Instrum.**, vol. 64, no. 6, pp. 1614-1621, June 1993.
- [61] NATIONAL PHYSICAL LABORATORY Guide. **A guide to the characterisation of dielectric materials at RF and microwave frequencies**. London: Institute of Measurement and Control, 2003. Section B, chap. 5 (38-57).
- [62] KRUPKA, J. Precise measurements of the complex permittivity of dielectric materials at microwave frequencies. **Materials Chemistry and Physics**, vol. 79, pp. 195-198, 2003.
- [63] YU, K. B. et al. Accurate microwave resonant method for complex permittivity measurements of liquids. **IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques**, vol. 48, no. 11, pp. 2159-2164, 2000.
- [64] KRATZENBERG, E.; AFSAR, M. N.; WANG, Y. Complex permittivity measurements of chicken blood. **Microwave and Optical Technology Letters**, vol. 39, no.1, pp. 54-56, 2003.
- [65] ABBAS, Z.; POLLARD, R. D.; KELSALL, R. W. Complex permittivity measurements at Ka-Band using rectangular dielectric waveguide. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, vol. 50, no. 5, pp. 1334-1342, Oct. 2001.
- [66] TOFIGHI, M. R.; DARYOUSH, A. S. Characterization of the complex permittivity brain tissue up to 50 GHz utilizing a two-port microstrip test fixture. **IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques**, vol. 50, no. 10, pp. 2217-2225, 2002.
- [67] KIM, J. M. et al. Permittivity measurements up to 30 GHz using micromachined probe. **Journal of Micromechanics and Microengineering**, vol. 15, pp. 543-550, 2005.
- [68] BÉRUBÉ, D.; GHANNOUCHI, F. M.; SAVARD, P. A Comparative study of four open-ended coaxial probe models for permittivity measurements of lossy dielectric /biological materials at microwave frequencies. **IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques**, vol. 44, no. 10, pp. 1928-1934, 1996.
- [69] POURNAROPOULOS, C. L.; MISRA, D. K. The co-axial aperture electromagnetic sensor and its application in material characterization. **Meas. Sci. Technol.**, vol. 8, pp. 1191-1202, 1997.
- [70] SADIKU, M. N. O.; AKUJUOBI, C. M. S-parameters for three and four cascaded two-ports. In: SOUTHEAST CONFERENCE, 26-29 Mar 2004. **Proceedings of IEEE SoutheastCon**, 2004, pp. 410-412.
- [71] HANAZAWA, M. et al. Measurement of complex permittivity of liquid at V Band. In: RADIO SCIENCE CONFERENCE, 24-27 Aug. 2004, Asia-Pacific. **Proceedings of Radio Science Conference**, 2004, pp. 11-12.

- [72] PEYMAN, A.; REZAZADEH, A. A.; GABRIEL, C. Changes in the dielectric properties of rat tissue as a function of age at microwave frequencies. **Physics in Medicine and Biology**, vol. 46, pp. 1617-1629, 2001.
- [73] NATIONAL PHYSICAL LABORATORY Guide. **A guide to the characterisation of dielectric materials at RF and microwave frequencies**. London: Institute of Measurement and Control, 2003. pp. 22, 23.
- [74] INSTITUTE OF ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERS STANDARDS COORDINATING COMMITTEE 34. **IEEE recommended practice for determining the peak spatial-average specific absorption rate (SAR) in the human head from wireless communications devices: measurements techniques – Std 1528-2003**. New York, NY, Dec. 2003.
- [75] INSTITUTE OF ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERS STANDARDS COORDINATING COMMITTEE 39. **IEEE recommended practice for determining the peak spatial-average specific absorption rate (SAR) in the human head from wireless communications devices: measurements techniques – Std 1528a-2005 – amendment to IEEE Std 1528-2003**. New York, NY, Feb. 2006.
- [76] JARVIS, J. B. et al. **Transmission/Reflection and Short-Circuit Line methods for measuring permittivity and permeability**. Boulder – Colorado (USA), December 1993. 112 p. (NIST – Technical Note 1355-R).
- [77] DUCK, F. A. **Physical properties of tissue: a comprehensive reference book**, Academic Press, Harcourt Brace Jovanovich, Publishers, 1990.
- [78] NATIONAL PHYSICAL LABORATORY Guide. **A guide to the characterisation of dielectric materials at RF and microwave frequencies**. London: Institute of Measurement and Control, 2003. pp. 3.
- [79] HIPPEL, A. V. **Dielectric materials and applications**. The M.I.T. Press, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, Massachusetts, 1954. 438 p.
- [80] BERNARD, L.; BURAI, N.; NICOLAS, L. Impact of tissue properties on the choice of the mathematical formulation for electromagnetic simulations in the human body. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON ELECTROMAGNETIC FIELDS, HEALTH AND ENVIRONMENT – EHE'06, 2006, Funchal, Madeira, Portugal. **Proceedings of the International Conference on Electromagnetic Fields, Health and Environment** Coimbra: Carlos Lemos Antunes – Editor, Associação Portuguesa para a Promoção e Desenvolvimento da Engenharia Electrotécnica – APDEE, 2006. pp. 2.189-2.194.
- [81] COLE, K. S.; COLE, R. H. Dispersion and absorption in dielectrics: I. alternating current characteristics. **Journal of Chemical Physics**, vol. 9, pp. 341-351, April 1941.
- [82] HOLLISTER, S. J. **Biosolid Mechanics – BME/ME 456 – Bone Structure**. College of Engineering, University of Michigan, USA. Disponível em: <<http://www.engin.umich.edu/class/bme456/bonestructure/bonestructure.htm>>. Acesso em 31 ago 2007.

- [83] KOSTERICH, J. D.; FOSTER, K. R.; POLLACK, S. R. Dielectric permittivity and electrical conductivity of fluid saturated bone. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, vol. BME-30, no. 2, pp. 81-86, Feb 1983.
- [84] KOSTERICH, J. D.; FOSTER, K. R.; POLLACK, S. R. Dielectric properties of fluid saturated bone – the effect of variation in conductivity of immersion fluid. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, vol. BME-31, no. 4, pp. 369-374, Apr 1984.
- [85] HANKS, J. H. **Introduction to cell and tissue culture, by the staff of the tissue culture course**. Minneapolis: Burgess, 1955.
- [86] DE POLLI, Y. C.; MIGLIANO, A. C. C.; SARTORI, C. A. F. Analysis of the electrical characteristics of biological materials exposed to electromagnetic fields. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON ELECTROMAGNETIC FIELDS, HEALTH AND ENVIRONMENT – EHE’06, 2006, Funchal, Madeira, Portugal. **Proceedings of the International Conference on Electromagnetic Fields, Health and Environment** Coimbra: Carlos Lemos Antunes – Editor, Associação Portuguesa para a Promoção e Desenvolvimento da Engenharia Electrotécnica – APDEE, 2006. pp. 2.183-2.188.
- [87] REINISH, G. B., **Dielectric and piezoelectric properties of bone as functions of moisture content**. 1974. 179 p. Ph. D. dissertation. Columbia University, New York, NY, 1974.
- [88] Instituto de Ciências Biológicas (ICB) da Universidade Federal de Minas Gerais, <http://www.icb.ufmg.br/mor/biodelch/material_fto_greg/osseo.ppt>. Acesso em 29/11/2007.
- [89] NATIONAL PHYSICAL LABORATORY Guide. **A guide to the characterisation of dielectric materials at RF and microwave frequencies**. London: Institute of Measurement and Control, 2003. Section A, chap. 2 (5-21).
- [90] BALANIS, C. A. **Advanced Engineering electromagnetics**. New York: John Wiley & Sons, 1989. Chap. 2 (42-96).
- [91] CÔRTEZ, A. L., MIGLIANO, A. C. C., BRITO, V. L. O., ORLANDO, A. J. F. Practical aspects of the characterization of ferrite absorber using one-port device at RF frequencies. In: PROGRESS IN ELECTROMAGNETICS RESEARCH SYMPOSIUM – PIERS 2007, 26-30 March 2007, Beijing, China. **Proceedings of the Progress in Electromagnetic Research Symposium**, Beijing, China, 2007, pp. 683-687.
- [92] KRAUS, J. D.; FLEISCH, D. A. Linhas de transmissão. In: _____. **Electromagnetics with applications**. 5th Edition. Singapore: WCB/McGraw-Hill, 1999. Chap. 3 (119-168).
- [93] POZAR, D. M. **Microwave engineering**. New York: John Wiley & Sons, 2005. Chap. 2 (49-90).
- [94] NATIONAL PHYSICAL LABORATORY Guide. **A guide to the characterisation of dielectric materials at RF and microwave frequencies**. London: Institute of Measurement and Control, 2003. Section B, chap. 7 (87-146).
- [95] DINIZ, A. B.; FREIRE, G. F. O. **Ondas eletromagnéticas**. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos Editora S.A, 1973.

- [96] FARIA, R. et al. Avaliação do calor gerado durante o preparo do tecido ósseo utilizando-se diferentes sistemas de implantes. **Cienc. Odontol. Bras.**, vol 8, no. 4, pp. 56-67, 2005.
- [97] HP 4194A - Impedance/Gain-Phase Analyzer. **Operation manual**. Part Number 04194-90011. Dec. 1996.
- [98] HAYT JUNIOR, W. H.; **Eletromagnetismo**. 3^a Ed. Livros Técnicos e Científicos (LTC) Editora Ltda., 1983. Apêndice C (389).
- [99] DIMBYLOW, P. J.; GANDHI, O. P. Finite-difference time-domain calculations of SAR in a realistic heterogeneous model of the head for plane-wave exposure from 600 MHz to 3 GHz, **Physics in Medicine and Biology**, vol. 36, n. 8, pp. 1075-1089, 1991.
- [100] MESSIAS, I. A. **O ambiente de trabalho e sintomas de um grupo de fisioterapeutas da cidade de São Paulo**. 1999. 112 f. Dissertação (Mestrado em Saúde Pública) – Faculdade de Saúde Pública, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1999.
- [101] HIRATA, M. H. **Função óssea**. Notas de Aula da disciplina de Bioquímica Clínica, Departamento de Análises Clínicas e Toxicológicas da Faculdade de Ciências Farmacêuticas da USP, 2006.
<<http://www.fcf.usp.br/Ensino/Graduacao/Disciplinas/Exclusivo/Inserir/Anexos/LinkAnexos/Disturbios%20osseos%202006.pdf>>. Acesso em 28 dez. 2007.

GLOSSÁRIO

Biodiversidade: Número e variedade de organismos encontrados numa região geográfica específica. Fonte:

http://www.bodc.ac.uk/help_and_hints/glossary_and_acronyms/#anchorb

(BODC – British Oceanographic Data Centre).

Biovariabilidade: O conceito teórico de biodiversidade na dimensão espaço-tempo tem sido reconsiderado a fim de ser padronizado como uma medida quantitativa. Uma fórmula é proposta para calcular a biodiversidade métrica de uma fauna hipotética. Para cada grupo taxonômico, um tamanho de área padrão mínimo é proposto e, como um padrão, somente exemplares adultos poderiam ser considerados. O padrão de tempo é discutido em relação à biodiversidade do Oceano Índico do Norte e do Mar Vermelho na estação de *upwelling* (um processo em que a água fria, geralmente rica em nutrientes, do oceano sobe até a superfície). O tempo influencia o resultado de uma operação de cálculo. O valor médio anual da diversidade mostra algo sobre as condições gerais de uma área ou fauna. Assim, para o valor real de certo instante, o termo biovariabilidade é proposto. A biovariabilidade é, portanto, a variabilidade real de uma fauna num determinado lugar e tempo, enquanto que a biodiversidade é a média da biovariabilidade no período de um ano. Uma apresentação apropriada da biovariabilidade seria um gráfico em função do tempo e da área.

Fonte: <http://cat.inist.fr/?aModele=afficheN&cpsidt=1977100> – autor: VAN DER SPOEL S. do Institute Systematics and Population Biology (Zoological Museum), University of Amsterdam, P.O.Box 94766, 1090 GT Amsterdam, PAYS-BAS.

Calibração: Processo de realizar medidas com padrões conhecidos para caracterizar erros sistemáticos (repetíveis) de um instrumento de medida.

Célula: Dispositivo associado ao instrumento de medida, feito, normalmente, de um metal de baixas perdas, que recebe a amostra do dielétrico durante os ensaios , num experimento de medidas dielétricas. Ou, quando com significado biológico, unidade microscópica estrutural e funcional dos seres vivos.

Cortical, osso: Variedade anatômica da estrutura óssea, de aparência compacta, sem cavidades visíveis. É encontrado nas diáfises de ossos longos (fêmur, tíbia, úmero), na periferia dos ossos curtos (ossos do carpo e do tarso) e nas tábuas dos ossos chatos (esterno, escápula) [88].

Diáfise: É a região correspondente ao corpo do osso longo, como mostra a Figura 37.

Figura 37 Regiões que caracterizam um osso longo. Imagem obtida com base em [101].

Diatermia: Termo utilizado na aplicação de correntes de alta frequência ou radiação eletromagnética para aquecimento dos tecidos profundos do corpo humano, obtendo-se efeitos terapêuticos (analgésico, antiinflamatório e antiespasmódico) pelo calor. Muito utilizada nessa área é a Diatermia de Ondas Curtas (DOC) [100].

Dispersão: Materiais, cujos parâmetros constitutivos são funções da frequência do campo aplicado, denominam-se dispersivos. As permissividades e condutividades, especialmente de materiais dielétricos, exibem características dispersivas pronunciadas. No caso do osso, por exemplo, sugere-se que a permissividade do tecido apresenta uma dispersão cuja frequência média de relaxação, definida como a média das frequências de relaxação quando o material apresenta mais de um processo de dispersão, é proporcional à condutividade do fluido de imersão em que se encontra o osso [84].

Epífise: É a região constituída pelas duas cabeças do osso longo, mostrada na Figura 37.

Eritrócito: célula sangüínea presente nos vertebrados que, pela presença da hemoglobina, realiza o transporte do oxigênio para os demais tecidos do corpo.

Extrínseca, propriedade Propriedade de um material que depende de sua geometria externa e da sua dimensão, por exemplo, coeficientes de transmissão e de reflexão.

Frequência de relaxação $f_r = \frac{1}{2\pi\tau}$, sendo τ o tempo de relaxação definido como o tempo

necessário para que as moléculas dipolares do material dielétrico, alinhadas ao campo elétrico, retornem a $1/e$, isto é, a 36,8% da distribuição aleatória no seu equilíbrio, quando o campo é desligado

HBSS: (*Hank's Balanced Salt Solution*) – As soluções balanceadas de sal, propostas por John H. Hanks durante o Curso de Cultura de Tecidos, na Universidade de Harvard entre 1949 e 1953, foram usadas na cultura de células e tecidos para lavá-las ou diluir componentes que compunham ou que seriam testados no meio de cultura. A variedade de soluções era justificada pelas diferentes necessidades das várias células. Com a evolução das pesquisas e de novas necessidades com relação à cultura de tecidos, novas soluções balanceadas foram criadas com fundamentos nas soluções de Hanks e foram denominadas “Soluções Balanceadas de Sal Modificadas. A Tabela 5 indica os componentes e as respectivas concentrações de algumas *HBSS*.”

Tabela 5 *HBSS* – Soluções Balanceadas de Sal de Hanks – Exemplos.

Tipo/ Componentes	HBSS 1X (mg/l)	HBSS 10X sem Ca e Mg (mg/l)	HBSS 1X sem Fenol Vermelho (mg/l)	HBSS 1X sem Ca e Mg (mg/l)	HBSS 1X sem Ca e Mg e sem Fenol Vermelho (mg/l)
Cloreto de Sódio	8000	80000	8000	8000	8000
Cloreto de Potássio	400	4000	400	400	400
Fosfato de Potássio monobásico KH ₂ PO ₄	60	600	60	60	60
Glicose	1000	10000	1000	1000	1000
Fenol Vermelho	10	100	—	10	—
Fosfato de Sódio dibásico Na ₂ HPO ₄ anidro	48	479	48	48	47,86
Sulfato de Magnésio MgSO ₄ anidro	98	—	98	—	—
Cloreto de Cálcio anidro	140	—	140	—	—
Bicarbonato de Sódio	350	—	350	350	350

Hipertermia: É uma técnica utilizada em oncologia, baseada no aquecimento até a morte do tecido canceroso, gerada por aparelhos emissores de microondas.

Homeostático, equilíbrio: Estado de equilíbrio das diversas funções e composições químicas do corpo como, por exemplo, temperatura, pulsação, pressão arterial, taxa de açúcar no sangue, etc.

Intrínseca, propriedade: Propriedade do material que independe da sua geometria externa ou de seu tamanho. Como exemplos, podem-se citar a permissividade e a permeabilidade.

in vitro: o latim - No vidro. Expressão que indica as reações fisiológicas realizadas fora do organismo, em tubos de ensaio, por exemplo.

in vivo: do latim - Expressão que designa as ações e as experiências nos seres vivos.

LF: Baixa Frequência (*Low Frequency*) – região do espectro eletromagnético entre 30 e 300 kHz [92].

Microonda: Sub-região do espectro eletromagnético, na banda de radiofrequência, compreendida entre as frequências de 1 GHz a 40 GHz. Apresenta subdivisão em bandas [92], [93] mostradas na Tabela 6:

Tabela 6 Bandas de microondas.

Bandas de Microondas		
“Antiga”	“Nova”	“Frequência”
L	D	1 – 2 GHz
S	E, F	2 – 4 GHz
C	G, H	4 – 8 GHz
X	I, J	8 – 12 GHz
Ku	J	12 – 18 GHz
K	J	18 – 26 GHz
Ka	K	26 – 40 GHz

Perdas: Termo informal referindo-se à potência que é retirada de um campo eletromagnético num material ou sistema de medidas. Ela pode ser absorvida pelo material dielétrico ou pelas paredes de metal numa célula e convertida em calor ou escapar por alguma forma de acoplamento como, por exemplo, difração.

Phantom: do inglês técnico – modelo matemático ou real que representa parte ou todo corpo humano e suas características físicas e fisiológicas.

RF: Radiofrequência – região do espectro eletromagnético que abrange as frequências entre 3 Hz e 300 GHz [92], [93]. Apresenta onze bandas, listadas na Tabela 7:

Tabela 7 Bandas aproximadas de radiofrequência.

Bandas de Radiofrequência	
Nome	Frequência
ELF*	3 – 30 Hz
SLF*	30 – 300 Hz
ULF*	300 – 3000 Hz
VLF*	3 – 30 kHz
LF*	30 – 300 kHz
MF*	300 – 3000 kHz
HF*	3 – 30 MHz
VHF*	30 – 300 MHz
UHF*	300 – 3000 MHz
SHF*	3 – 30 GHz
EHF*	30 – 300 GHz

*ELF = Extremely Low Frequency, SLF = Super Low Frequency, VLF = Very Low Frequency, MF = Medium Frequency, HF = High Frequency, VHF = Very High Frequency, etc.

Rastreabilidade: Propriedade do resultado de uma medição ou do valor de um padrão estar relacionado a referências estabelecidas, geralmente a padrões nacionais ou internacionais, através de uma cadeia contínua de comparações, todas tendo incertezas estabelecidas. Observações: 1) O conceito é geralmente expresso pelo adjetivo rastreável; 2) Uma cadeia contínua de comparações é denominada de cadeia

de rastreabilidade. Fonte: Centro Integrado de Capacitação em Metrologia e Avaliação da Conformidade (CICMAC) – Inmetro Porto Alegre/RS
<http://www2.inmetro.rs.gov.br/cicmac/material_didatico/polig_vocab_internacional.pdf>.

Repetibilidade: Grau de concordância entre os resultados de medições sucessivas de um mesmo mensurando efetuadas sob as mesmas condições de medição. Observações:

1) Estas condições são denominadas condições de repetitividade. 2) Condições de repetitividade incluem: mesmo procedimento de medição; mesmo observador; mesmo instrumento de medição, utilizado nas mesmas condições; mesmo local; repetição em curto período de tempo. 3) Repetitividade pode ser expressa, quantitativamente, em função das características da dispersão dos resultados. Fonte: Centro Integrado de Capacitação em Metrologia e Avaliação da Conformidade (CICMAC) – Inmetro Porto Alegre/RS
<http://www2.inmetro.rs.gov.br/cicmac/material_didatico/polig_vocab_internacional.pdf>.

Reprodutibilidade: Grau de concordância entre os resultados (corrigidos) das medições de um mesmo mensurando efetuadas sob condições variadas de medição. Observações:

1) Para que uma expressão da reprodutibilidade seja válida, é necessário que sejam especificadas as condições alteradas. 2) As condições alteradas podem incluir: princípio de medição; método de medição; observador; instrumento de medição; padrão de referência; local; condições de utilização; tempo. Fonte: Centro Integrado de Capacitação em Metrologia e Avaliação da Conformidade (CICMAC) – Inmetro Porto Alegre/RS

<http://www2.inmetro.rs.gov.br/cicmac/material_didatico/polig_vocab_internacional.pdf>.

Sérico, nível: Concentração de um metabólito ou de algum fármaco presente no sangue.

Trabecular, osso: Variedade anatômica da estrutura óssea, de aparência esponjosa, porosa.

Reveste a cavidade medular e é encontrado nos centros das epífises e dos ossos curtos e chatos.

Tissue-bound water: Tecidos biológicos compostos por macromoléculas circundadas por água em pequena quantidade, por exemplo, eritrócitos. As propriedades elétricas médias da água em soluções de moléculas biológicas e células, em geral, são diferentes daquelas para a água livre ou soluções em que ela está presente em grande quantidade. Essa água, nas vizinhanças imediatas de moléculas e células, exhibe relaxação dielétrica entre frequências de 100 MHz e 1 GHz a 37 °C, dependendo da molécula à qual a água encontra-se agrupada e sua viscosidade. A permissividade estática, ϵ_s , dessa água é próxima da permissividade estática da água livre [45].

APÊNDICE A – MODELOS DE RELAXAÇÃO DIELÉTRICA

Modelos sobre a fenomenologia física do comportamento de materiais dielétricos a nível molecular foram desenvolvidos ao longo do tempo e, dentre eles, podem-se citar: Modelo de Debye, de Cole-Cole e de Cole-Davidson. Tais modelos podem ser úteis na análise de medidas da permissividade, de acordo com o tipo de material a que eles se aplicam.

A função de Debye de primeira ordem aplica-se a materiais homogêneos que apresentam um único processo de perdas. É o modelo mais simples de relaxação, com apenas três parâmetros caracterizando a resposta em frequência da relaxação, que são: ϵ_s (permissividade estática, isto é, o valor de ϵ' em frequências muito baixas); f_r (frequência de relaxação) e ϵ_∞ (limite da permissividade na alta frequência, isto é, o valor de ϵ' numa frequência bem acima de f_r). O tempo de relaxação τ é a medida do movimento das moléculas dipolares que existem no material, mais precisamente, é o tempo necessário para que o sistema, alinhado ao campo elétrico, retorne a $1/e$, isto é, a 36,8% da distribuição aleatória no seu equilíbrio quando o campo é desligado. Esse tempo é o mesmo na sequência reversa e está inversamente relacionado com a frequência de relaxação por meio da expressão [48]:

$$\tau = \frac{1}{2\pi f_r} . \quad (69)$$

As propriedades dielétricas que podem ser descritas por essa função, mostrada na Figura 38, são representadas por um semicírculo no plano complexo da permissividade, mostrado na Figura 39 e denominado Diagrama de Cole-Cole. Também pode ser demonstrada a existência de relações lineares entre ϵ' , ϵ'' e f/f_r [45] nestes casos.

Figura 38 Relaxação de Debye para água deionizada a 30 °C, sendo f_r a frequência de relaxação. Imagem obtida com base em [48].

Figura 39 Gráfico de Cole-Cole referente aos mesmos dados da Figura anterior. Imagem obtida com base em [48].

Assim, considerando-se que esse modelo se aplica aos dielétricos com um único processo de perdas, a quantidade $(\epsilon_s - \epsilon_\infty)$ pode ser interpretada como a contribuição desse

processo na permissividade total. Quando dois processos de perdas ocorrem num material, a equação de Debye pode representar as duas relaxações dielétricas pela seguinte formulação:

$$\epsilon^* = \epsilon_\infty + \frac{\epsilon_s - \epsilon_h}{1 + j f / f_{r1}} + \frac{\epsilon_h - \epsilon_\infty}{1 + j f / f_{r2}}, \quad (70)$$

sendo que f_{r1} e f_{r2} são as frequências de relaxação e ϵ_h é uma suposta permissividade no limite da alta frequência para a relaxação de frequência mais baixa. Esse modelo é aplicado no comportamento de álcoois de baixo peso molecular como, por exemplo, propanol e butanol, utilizados como líquidos de referência na calibração de instrumentos de medidas de propriedades dielétricas.

Uma equação geral, em função da frequência, para o cálculo das propriedades dielétricas, dada por

$$\epsilon^* = \epsilon_\infty + \frac{\epsilon_s - \epsilon_\infty}{\left(1 + (j f / f_r)^{1-\alpha}\right)^\beta} + \frac{\sigma_i}{j \omega \epsilon_0}, \quad (71)$$

corresponde à equação de Debye para $\alpha = 0$ e $\beta = 1$; à equação de Cole-Cole para $0 < \alpha < 1$ e $\beta = 1$ e, finalmente, à relação de Cole-Davidson para $\alpha = 0$ e $0 < \beta < 1$, tomando-se para ϵ_∞ o valor assintótico da permissividade na alta frequência e considerando-se σ_i a condutividade iônica do material.

APÊNDICE B – RESUMO DA NORMA *IEEE Std 1528*

A norma *Std1528* [74], desenvolvida pelo *IEEE*, estabelece recomendações práticas (Técnicas de Medidas) para a determinação do pico da Taxa de Absorção Específica Média na cabeça humana devido a dispositivos de telecomunicação sem fio. Desde a sua publicação, em 2003, até o presente, o Comitê de Coordenação responsável acrescentou ao seu conteúdo a emenda *Std1528a* [75] em 2005. O ANEXO B da norma trata das medidas de propriedades dielétricas em tecidos-equivalentes líquidos como parte do procedimento de caracterização da SAR. Um resumo com as orientações contidas nesses anexos é apresentado a seguir.

Dentre as várias técnicas estabelecidas para a determinação dos parâmetros dielétricos, $\epsilon_r = \epsilon'_r - j\sigma/\omega\epsilon_0$, a norma requer:

- analisador de rede vetorial e estojo de calibração dos parâmetros S ;
- porta-amostra, também denominada célula de teste dielétrico ou dispositivo sensor dielétrico;
- procedimentos de teste e aplicação de software para computar as propriedades dielétricas a partir das medidas dos parâmetros S .

Três porta-amostras e as correspondentes metodologias de teste são descritos na norma: 1) Linha de Transmissão com fenda coaxial; 2) Linha de Transmissão coaxial *open-ended* e 3) Linha *TEM*. A precisão do ensaio depende da precisão na fabricação da célula de teste, do arranjo de ensaio e dos procedimentos usados. As dimensões da célula de teste devem corresponder à faixa de frequência das medidas.

Princípios gerais, especificados abaixo, devem ser seguidos independente da metodologia ou porta-amostra utilizado.

- Certificar que o porta-amostra foi cuidadosamente limpo.

- Certificar que todas as células, dispositivos sensores, cabos e conectores não estejam danificados.
- Certificar que o procedimento para preenchimento do porta-amostra ocupou todo o volume sem deixar bolhas de ar.
- Certificar que a temperatura da amostra foi registrada e relatar que as propriedades dielétricas são aplicáveis àquela temperatura somente.
- Certificar que o pessoal que realiza as medidas está informado sobre a natureza da medida e o que é esperado a cada etapa do procedimento.
- Certificar que após a calibração deve ser feita uma medida sobre um líquido de referência para validar o sistema antes de medir a amostra. Dados sobre materiais líquidos, como dimetilsulfóxido (C_2H_6OS), metanol (CH_4O), etanodiol ($C_2H_6O_2$) e água deionizada, considerados como referências, são fornecidos no Anexo B, seção B.2 da norma citada. Também constam na mesma seção, as equações utilizadas para cálculo das propriedades dielétricas nesses líquidos. Essas expressões são apresentadas no APÊNDICE A deste trabalho, na forma de uma expressão geral para cálculo de propriedades dielétricas dependentes da frequência.
- Dois líquidos de referência são necessários durante o procedimento de calibração, para evitar possíveis erros sistemáticos: um para calibração propriamente dita e outro para verificação da calibração. Se outro líquido for usado como referência, valores e referências à literatura devem ser fornecidos no relatório do teste. É uma boa prática escolher materiais de referência com propriedades dielétricas similares às daquelas dos líquidos medidos. Os materiais de referência devem ter alto grau de pureza: grau analítico, ou melhor.

- Certificar que os métodos de redução de dados, para relacionar o coeficiente de reflexão complexo e a permissividade complexa, são precisos e apropriados para a geometria do porta-amostra que está sendo usado.

Embora a norma trate de três metodologias para medição em líquidos, serão descritas apenas as normas referentes aos métodos utilizados neste trabalho, que são: o de uma linha de transmissão coaxial *open-ended* e o de uma linha de transmissão *TEM*.

Método de Linha de Transmissão Coaxial *Open-Ended* – Sensor de Contato

Sensores de contato são seções de linhas de transmissão coaxiais, do tipo *open-ended*, isto é, abertas numa extremidade e fechadas na outra, geralmente, por um flange que serve de plano terra para anular os efeitos de borda dos campos. As medidas são feitas colocando-se o sensor em contato com a amostra para medir admitância ou coeficiente de reflexão com respeito ao circuito aberto-fechado, usando um analisador de rede ou instrumento equivalente.

Sensores coaxiais também podem ser usados para testar dielétricos sólidos, por exemplo, amostras de materiais usados para construir o *phantom*. Para minimizar erros com sensores de contato, superfícies sólidas devem ser bastante polidas.

O procedimento de teste deve especificar a calibração e os ajustes para a faixa de frequência escolhida do analisador de rede. O software utilizado deve receber os dados medidos para calcular as propriedades dielétricas da amostra em função da frequência. Para usar essa técnica, um conjunto com software e dispositivo sensor para o analisador de espectro deve ser desenvolvido ou obtido de uma fonte comercial. A metodologia deve especificar o tamanho do porta-amostra e a faixa de frequência aplicável. Um exemplo de procedimento é dado a seguir, conforme cita a norma.

Método de Linha de Transmissão *TEM*

O método de linha *TEM* é baseado na medida do coeficiente complexo de transmissão de uma linha de transmissão coaxial no modo *TEM*, preenchida com o líquido a ser testado. A medida desse coeficiente é feita por um analisador de rede vetorial, que vai coletar a magnitude e a fase do coeficiente de espalhamento S_{21} do material analisado. Os procedimentos devem especificar os parâmetros ajustados e a calibração no analisador de rede para a faixa de frequência escolhida para análise. O software utilizado deve receber os dados medidos para calcular as propriedades dielétricas da amostra em função da frequência.

A Figura 40 mostra o arranjo experimental com o analisador de rede. O porta-amostra é uma peça estreita e longa, consistindo de um condutor central circular, dois condutores verticais aterrados, uma parede plástica opticamente transparente na base inferior, aberto na base superior e de um sensor de temperatura. O comprimento D é determinado pela faixa de frequência desejada, de modo que o efeito de múltiplas reflexões dentro do sensor seja pequeno, e a atenuação total não exceda a faixa dinâmica do analisador de rede. A amostra é cuidadosamente inserida no porta-amostra para evitar bolhas de ar.

Figura 40 Arranjo experimental para medidas de dielétricos usando linha *TEM* e analisador de redes vetorial.

Procedimentos para a Medição

- Configurar e calibrar o VNA.

- Registrar magnitude e fase do S_{21}^0 da célula vazia nas frequências desejadas.
- Preencher a célula com a amostra líquida e repetir a medida para obter o coeficiente de transmissão com a amostra S_{21}^s .
- Remover o líquido da linha *TEM*, enxaguar o interior com água e secar cuidadosamente.
- Conectar a linha coaxial novamente ao VNA. Certificar-se de que a magnitude e a fase do S_{21}^0 não sofreram alteração (desvio menor que 0,1 dB na magnitude e 0,5° na fase). Esse passo é necessário apenas se várias amostras forem medidas.
- Calcular a permissividade complexa do líquido a partir das magnitudes e fases das medidas de S_{21}^0 e S_{21}^s com a aplicação de uma solução numérica da equação

$$\frac{S_{21}^s}{S_{21}^0} = \frac{(1-\Gamma)^2 \exp[-j(k-k_0)D]}{1-\Gamma^2 \exp(-j2kD)}, \quad (72)$$

sendo

$$\Gamma = \frac{1-\sqrt{\epsilon_r}}{1+\sqrt{\epsilon_r}}, \quad (73)$$

$$k = \frac{2\pi f}{c} \sqrt{\epsilon_r}, \quad (74)$$

denominando-se Γ , como o coeficiente de reflexão em qualquer das extremidades da linha *TEM*; k , o número de onda no líquido; k_0 , o fator de propagação no espaço livre e c , a velocidade da luz no espaço livre ($c = 2,9979 \times 10^8 \text{ m.s}^{-1}$).

APÊNDICE C – ESTUDOS DE DE MERCATO E SÁNCHEZ

Nos estudos realizados por De Mercato e Sanchez [27] e [30], foram medidas as propriedades elétricas, entre 1 kHz e 3 MHz, de amostras cúbicas, desidratadas, colocadas entre eletrodos de Ag-AgCl, conectados ao analisador de impedância. A amplitude do sinal empregado foi a mesma nos dois trabalhos e igual a 500 mV. Também foram similares, nos dois trabalhos, os procedimentos empregados para a confecção da amostra, em formato cúbico, embora, em [30] essas tenham passado por um processo de desidratação a vácuo, em temperatura ambiente de 23 °C.

Em [27], é apresentada uma tabela com as faixas de valores das permissividades relativas medidas em amostras de osso cortical de fêmur bovino desidratadas. O processo de desidratação das amostras consistiu em submetê-las a vácuo menor do que 10^{-3} torr e pesagem em balança analítica eletrônica. Esses resultados são mostrados na Tabela 8 e levaram os autores à conclusão de que a condutividade e a permissividade são maiores, em geral, na direção axial do que nas outras duas direções ortogonais.

Tabela 8 Faixas de valores de permissividades relativas medidas em nove amostras desidratadas de osso cortical de fêmur bovino [27].

Frequência (Hz)	Permissividade Relativa					
	Direção Axial		Direção Tangencial		Direção Radial	
	Mín.	Máx.	Mín.	Máx.	Mín.	Máx.
100	111	117	102	160	91	150
10 k	16,8	26,8	15,5	24,4	14,7	22,3
1 M	10,0	14,0	9,7	12,7	8,4	11,7

As curvas obtidas por Sánchez e De Mercato [30] em seu estudo sobre a anisotropia em osso cortical desidratado de fêmur bovino são apresentadas na Figura 41, Figura 42 e Figura 43. Nas legendas dessas figuras, estão expressas as identificações das oito amostras analisadas, de acordo com sua posição na diáfise do fêmur. Assim, a denominação “zero” identifica a amostra obtida no ponto médio do comprimento total do fêmur. As amostras subsequentes foram tomadas, observando intervalos de 2 cm, em várias posições, centradas entre as superfícies endosteais e periosteais, abrangendo ± 8 cm ao longo da diáfise.

A fim de confrontar esses resultados com aqueles obtidos no desenvolvimento desta tese e mostrados nas Figuras 23, 24 e 25 da seção 4.6, foram calculados os valores médios entre os oito dados de $\tan \delta$ em cada frequência apresentada nos gráficos abaixo. Esses valores médios foram, então, inseridos nos respectivos gráficos das mesmas figuras.

Figura 41 Variação do fator de dissipação com a frequência na direção longitudinal do osso. Curvas obtidas por Sánchez e De Mercato [30].

Figura 42 Variação do fator de dissipação com a frequência na direção radial do osso. Curvas obtidas por Sánchez e De Mercato [30].

Figura 43 Variação do fator de dissipação com a frequência na direção tangencial do osso. Curvas obtidas por Sánchez e De Mercato [30].

APÊNDICE D – COMPILAÇÕES DE PROPRIEDADES DIELÉTRICAS

O projeto de “Compilação de propriedades dielétricas de tecidos do corpo em frequências de RF e microondas (10 Hz até 20 GHz)” foi proposto por Camelia Gabriel e Sami Gabriel, do Departamento de Física do King’s College London – Londres – Reino Unido e colegas do *Occupational and Environmental Health Directorate, Radiofrequency Radiation Division, Brooks Air Force Base, Texas* - Estados Unidos, em 1996. Esse trabalho teve continuidade em Florença, na Itália, sendo estendido até a frequência de 100 GHz pelo grupo Instituto para Física Aplicada “Nello Carrara” do Conselho de Pesquisa Nacional Italiano, que usou o modelo paramétrico e os mesmos parâmetros desenvolvidos por C.Gabriel e colegas. Os resultados deste trabalho podem ser obtidos on-line pelo acesso ao servidor disponibilizado no seguinte endereço eletrônico <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>.

Para ajustar a curva teórica e ampliar a faixa de frequência de abrangência dos valores de propriedades dielétricas de tecidos biológicos, Gabriel e Gabriel utilizaram o modelo de espectro com quatro dispersões, aplicando a equação 4-Cole-Cole. Os valores dos parâmetros foram obtidos a partir de dados da literatura e outros dados por eles medidos. Os materiais biológicos utilizados em suas medidas provieram de três fontes: 1- tecido removido de animal recentemente sacrificado, geralmente um ovino; 2- autópsia de seres humanos e 3- pele e língua humanas *in vivo*. A maioria dos tecidos de animais foi utilizada duas horas após a morte, o material humano foi obtido entre 24 e 48 horas após a morte. A instrumentação utilizada nas medidas foi composta de um analisador de impedância HP4192A, para frequências entre 10 Hz e 10 MHz, e de dois analisadores de rede série 8700: um HP 8753C, para a faixa entre 300 kHz e 3 GHz e um HP8720 para frequências entre 130 MHz e 20 GHz. Em todos os casos foi usado um dispositivo coaxial *open-ended* para receber a amostra. No caso do analisador de impedância, um dispositivo coaxial cônico de 50 Ω de impedância foi

adaptado para acomodar a amostra. Seus parâmetros característicos, capacitância e condutância, foram obtidos a partir das medidas de impedância do ar e de amostras padrões (água e solução salina) e de suas relações com a geometria do dispositivo.

Abaixo de 100 Hz, a impedância dos materiais biológicos é basicamente resistiva e os valores de condutividade disponíveis na literatura são bastante variados para um mesmo tipo de tecido. A contribuição da permissividade para a intensidade da corrente induzida no tecido está dentro da incerteza associada à condutividade desse tecido, de forma que, na prática, a corrente no tecido é estimada com base nos valores da condutividade apenas.

Na Tabela 9 estão dispostos os valores dos parâmetros da equação 4-Cole-Cole, como descrita a seguir.

$$\epsilon(\omega) = ef + \frac{del1}{1 + (j\omega\tau1)^{alf1}} + \frac{del2}{1 + (j\omega\tau2)^{alf2}} + \frac{del3}{1 + (j\omega\tau3)^{alf3}} + \frac{del4}{1 + (j\omega\tau4)^{alf4}} + \frac{sig}{j\omega\epsilon_0} \quad (75)$$

sendo ϵ , a permissividade complexa do material; ef , a permissividade na faixa de frequência de terahertz; sig , a condutividade iônica; τ , a constante de tempo de relaxação nas regiões de dispersão 1, 2, 3 e 4; del , a diferença entre as permissividades na faixa de frequência correspondente a $\omega\tau \gg 1$; alf , a amplitude em cada região de dispersão 1, 2, 3 e 4; $j = \sqrt{-1}$; $\epsilon_0 = 8,8542 \times 10^{-12} \text{ F.m}^{-1}$; ω , a frequência angular correspondente a $2\pi \times \text{frequência (em Hz)}$.

Tabela 9 Parâmetros utilizados na equação 4-Cole-Cole no trabalho de C. Gabriel e colegas [42].

Tipo de tecido\Parâmetro	ef	del1	tau1 (ps)	alf1	del2	tau2 (ns)	alf2	sig	del3	tau3 (us)	alf3	del4	tau4 (ms)	alf4
Aorta	4,000	40,00	8,842	0,100	50	3,183	0,100	0,250	1,00E+5	159,155	0,200	1,00E+7	1,592	0,000
Sangue	4,000	56,00	8,377	0,100	5200	132,629	0,100	0,700	0,00E+0	159,155	0,200	0,00E+0	15,915	0,000
Osso (Trabecular)	2,500	18,00	13,263	0,220	300	79,577	0,250	0,070	2,00E+4	159,155	0,200	2,00E+7	15,915	0,000
Osso (Cortical)	2,500	10,00	13,263	0,200	180	79,577	0,200	0,020	5,00E+3	159,155	0,200	1,00E+5	15,915	0,000
Cérebro (Matéria cinza)	4,000	45,00	7,958	0,100	400	15,915	0,150	0,020	2,00E+5	106,103	0,220	4,50E+7	5,305	0,000
Cérebro (Matéria branca)	4,000	32,00	7,958	0,100	100	7,958	0,100	0,020	4,00E+4	53,052	0,300	3,50E+7	7,958	0,020
Gordura da mama	2,500	3,00	17,680	0,100	15	63,660	0,100	0,010	5,00E+4	454,700	0,100	2,00E+7	13,260	0,000
Cartilagem	4,000	38,00	13,263	0,150	2500	144,686	0,150	0,150	1,00E+5	318,310	0,100	4,00E+7	15,915	0,000
Cerebelo	4,000	40,00	7,958	0,100	700	15,915	0,150	0,040	2,00E+5	106,103	0,220	4,50E+7	5,305	0,000
Fluido espinhal cerebral	4,000	65,00	7,958	0,100	40	1,592	0,000	2,000	0,00E+0	159,155	0,000	0,00E+0	15,915	0,000
Cornea	4,000	48,00	7,958	0,100	4000	159,155	0,050	0,400	1,00E+5	15,915	0,200	4,00E+7	15,915	0,000

continua

continuação

Tipo de tecido \ Parâmetro	ef	del1	tau1 (ps)	alf1	del2	tau2 (ns)	alf2	sig	del3	tau3 (us)	alf3	del4	tau4 (ms)	alf4
Tecidos dos olhos (Esclera)	4,000	50,00	7,958	0,100	4000	159,155	0,100	0,500	1,00E+5	159,155	0,200	5,00E+6	15,915	0,000
Coração	4,000	50,00	7,958	0,100	1200	159,155	0,050	0,050	4,50E+5	72,343	0,220	2,50E+7	4,547	0,000
Rim	4,000	47,00	7,958	0,100	3500	198,944	0,220	0,050	2,50E+5	79,577	0,220	3,00E+7	4,547	0,000
Fígado	4,000	39,00	8,842	0,100	6000	530,516	0,200	0,020	5,00E+4	22,736	0,200	3,00E+7	15,915	0,050
Pulmão (Esvaziado)	4,000	45,00	7,958	0,100	1000	159,155	0,100	0,200	5,00E+5	159,155	0,200	1,00E+7	15,915	0,000
Nervo	4,000	26,00	7,958	0,100	500	106,103	0,150	0,006	7,00E+4	15,915	0,200	4,00E+7	15,915	0,000
Ovário	4,000	40,00	8,842	0,150	400	15,915	0,250	0,300	1,00E+5	159,155	0,270	4,00E+7	15,915	0,000
Pele (Seca)	4,000	32,00	7,234	0,000	1100	32,481	0,200	0,000	0,00E+0	159,155	0,200	0,00E+0	15,915	0,200
Pele (Molhada)	4,000	39,00	7,958	0,100	280	79,577	0,000	0,000	3,00E+4	1,592	0,160	3,00E+4	1,592	0,200
Baço	4,000	48,00	7,958	0,100	2500	63,662	0,150	0,030	2,00E+5	265,258	0,250	5,00E+7	6,366	0,000
Estômago	4,000	60,00	7,958	0,100	2000	79,577	0,100	0,500	1,00E+5	159,155	0,200	4,00E+7	15,915	0,000
Tendão	4,000	42,00	12,243	0,100	60	6,366	0,100	0,250	6,00E+4	318,310	0,220	2,00E+7	1,326	0,000

continua

continuação

Tipo de tecido \ Parâmetro	ef	del1	tau1 (ps)	alf1	del2	tau2 (ns)	alf2	sig	del3	tau3 (us)	alf3	del4	tau4 (ms)	alf4
Tireóide	4,000	55,00	7,958	0,100	2500	159,155	0,100	0,500	1,00E+5	159,155	0,200	4,00E+7	15,915	0,000
Língua	4,000	50,00	7,958	0,100	4000	159,155	0,100	0,250	1,00E+5	159,155	0,200	4,00E+7	15,915	0,000
Traquéia	2,500	38,00	7,958	0,100	400	63,662	0,100	0,300	5,00E+4	15,915	0,200	1,00E+6	15,915	0,000
Útero	4,000	55,00	7,958	0,100	800	31,831	0,100	0,200	3,00E+5	159,155	0,200	3,50E+7	1,061	0,000
Humor Vítreo	4,000	65,00	7,234	0,000	30	159,155	0,100	1,500	0,00E+0	159,155	0,000	0,00E+0	15,915	0,000

conclusão

Os dados de propriedades dielétricas do osso cortical que foram compilados da literatura e os medidos durante a realização do projeto são apresentados na Figura 44 e na Figura 45, seguindo a legenda abaixo.

Figura 44 Gráfico da permissividade relativa de osso cortical de várias regiões do corpo de vários mamíferos, conforme legenda acima. Obtido com base em [42].

Osso Cortical

- Rato (Fêmur) @ 37°C (1E3-1E7Hz) Smith & Foster, 1985
- Humano (Tíbia) @ 37°C (2E9-2E10Hz) Cook, 1951 & England, 1950
- Rato (Fêmur) @ 37°C (1E2-1E8Hz) Kosterich et al, 1983
- Bovino (Fêmur) @ RT (1E3-1E6Hz) De Mercato & Garcia-Sanchez, 1988
- Bovino (Tíbia) @ 23°C (1E1-1E7Hz) De Mercato & Garcia-Sanchez, 1988
- Bovino (Fêmur) @ 21°C (1E3-1E6Hz) Reddy & Saha, 1984
- Humano (Tíbia Distal) @ 27°C (1E4-1E6Hz) Saha & Williams, 1989
- Ovino (Crânio) @ 37°C (1E6-2E10Hz) Gabriel et al, 94
- Ovino (Crânio) @ 37°C (1E6-2E10Hz) Current study measurements

Figura 45 Gráfico da condutividade elétrica de osso cortical de várias regiões do corpo de vários mamíferos, conforme legenda acima. Obtido com base em [42].

Os dados experimentais de osso cortical (crânio) de ovino à temperatura de 37 °C, obtidos por C. Gabriel e S. Gabriel, conforme descrito em [42], estão dispostos na Figura 46.

Figura 46 Medidas da permissividade complexa de osso cortical (crânio) de ovino à temperatura de 37 °C, obtidos experimentalmente por C. Gabriel e S. Gabriel.

Finalmente, os resultados do projeto, com a curva teórica de ajuste, considerando os dados disponíveis, abrangendo todas as frequências entre 1 Hz e 20 GHz, para o osso cortical são apresentados na Figura 47.

Figura 47 Comparação gráfica entre as permissividades e condutividades compiladas durante o projeto de Gabriel e colegas [42], na faixa de frequências entre 10 Hz e 20 GHz, os dados experimentais obtidos da literatura e aqueles medidos pelo próprio grupo durante o desenvolvimento do projeto.

Com relação às considerações dos autores sobre a metodologia do trabalho, é importante citar a análise sobre a calibração do dispositivo sensor e a polarização dos eletrodos. O sensor é caracterizado por uma capacitância C e uma condutância G , que são funções de suas dimensões físicas e podem ser medidas com o analisador de impedância. Esses parâmetros característicos foram calculados a partir de medidas dos componentes da impedância do dispositivo no ar e em amostras padrão (água ou solução salina). Em princípio, as propriedades dielétricas (permissividade e condutividade) de uma amostra desconhecida podem ser calculadas a partir de medidas da impedância do dispositivo junto a uma amostra desconhecida usando as seguintes relações

$$\epsilon' = \frac{C}{K}, \quad (76)$$

$$\sigma = \frac{G \epsilon_0}{K}. \quad (77)$$

Na prática, a medida de materiais condutivos na faixa de frequência de 10 Hz a 10 MHz não é tão direta. As medidas são afetadas por duas fontes de erros sistemáticos, a polarização do eletrodo e a indutância conduzida, que se tornam aparentes nos extremos de mais baixa e mais alta frequência da faixa considerada. Neste caso, a polarização é a manifestação do rearranjo da carga molecular, que ocorre na interface amostra-eletrodo, quando há presença de moléculas de água ou de íons hidratados. Na sua forma mais simples, esse fenômeno equivale a um circuito com um capacitor dependente da frequência associado em série com um resistor. Esses dois componentes podem ser representados aproximadamente por funções de potência negativa da frequência de modo que seus valores absolutos decrescem com o aumento da frequência. O efeito da polarização aumenta com a condutividade da amostra e tem consequências mais pronunciadas sobre a capacitância do que a condutância das soluções iônicas, da mesma forma que nas amostras biológicas, conforme

cita Schwan⁹ (1992, apud GABRIEL; GABRIEL, 1996). No caso de amostras biológicas, as células, de baixa condutividade, blindam parte do eletrodo, reduzindo o efeito de polarização comparado a uma solução iônica equivalente em condutividade ao fluido intracelular. Ainda, o material de que é feito o eletrodo influi consideravelmente na determinação de sua impedância de polarização. No projeto de trabalho citado, foram testados dois eletrodos: um eletrodo com superfície laminada de ouro e outro com depósito de platina. A rugosidade da superfície de platina deslocou para regiões de mais baixa frequência no espectro por causa do efeito de polarização do eletrodo, diminuindo assim a contribuição desse fenômeno, na faixa de frequência de interesse. O dispositivo sensor e o cabo de conexão introduzem outro componente em série no circuito equivalente, a indutância. O valor da impedância pôde ser determinado, aplicando-se análise de circuito equivalente em experimentos com soluções padrões de sal por meio das expressões:

$$C = \frac{C_m + L G_m \omega^2 + L C_m^2}{\left(1 + \omega^2 L C_m\right)^2 + (\omega L C_m)^2}, \quad (78)$$

$$G = \frac{G_m}{\left(1 + \omega^2 L C_m\right)^2 + (\omega L C_m)^2}, \quad (79)$$

⁹ SCHWAN, P. Linear and nonlinear electrode polarisation and biological materials. **Annals of Biomedical Engineering**, vol. 20, pp. 269-288, 1992.