



AVALIAÇÃO DE MATERIAIS PARA A CONFECÇÃO DE *PHANTOMS* DE
BIOIMPEDÂNCIA

Alva Valeria Machado Nascimento

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza
Alexandre Visintainer Pino

Rio de Janeiro
Setembro de 2012

AVALIAÇÃO DE MATERIAIS PARA A CONFECÇÃO DE *PHANTOMS* DE
BIOIMPEDÂNCIA

Alva Valeria Machado Nascimento

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Dr. Alexandre Visintainer Pino, D.Sc.

Dr. Marco Antonio Von Krüger, Ph.D.

Dra. Eloane Gonçalves Ramos, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL
SETEMBRO DE 2012

Nascimento, Alva Valeria Machado

Avaliação de Materiais para a Confecção de *Phantoms* de Bioimpedância/ Alva Valeria Machado Nascimento. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2012.

X, 69 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2012.

Referências Bibliográficas: p. 61-64.

1. *Phantoms*. 2. Bioimpedância. 3. Condutividade. 4. Permissividade. 5. Avaliação I. Souza, Marcio Nogueira de *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

“Eu queria crescer pra passarinho.”

Manoel de Barros

Dedico aos amigos verdadeiros de todas as jornadas e ao Theo, meu filho.

Agradecimentos

À minha família, ao Zezão, aos meus orientadores, aos colegas do LIB e de todo o PEB, aos professores e funcionários do PEB.

Às agências governamentais CNPq, CAPES e FAPERJ pelo apoio à pesquisa e à Empresa Nacional de Grafite Ltda que gentilmente doou as amostras dos grafites *Micrograf* HC30 e HC11 utilizadas nos experimentos.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

AVALIAÇÃO DE MATERIAIS PARA A CONFECÇÃO DE *PHANTOMS* DE BIOIMPEDÂNCIA

Alva Valeria Machado Nascimento

Setembro/2012

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza
Alexandre Visintainer Pino

Programa: Engenharia Biomédica

Para a avaliação de equipamentos de bioimpedância, de espectroscopia ou de tomografia, são necessários modelos físicos, conhecidos como *phantoms*, que sejam capazes de mimetizar as propriedades elétricas, condutividade e permissividade, dos tecidos biológicos. Neste trabalho foram desenvolvidos e avaliados um equipamento para as medidas destas propriedades e *phantoms* para gordura, pulmão e coração. O equipamento foi produzido com um analisador de bioimpedância *Hydra 4200*, um computador e um *software* escrito em MATLAB. Os *phantoms* foram produzidos com misturas de gelatina animal incolor (AHG) e glicerina para a mimetização de gordura (tecido de pouca condutividade) e, para a mimetização de pulmão e coração (tecidos mais condutivos), foram adicionados a esta mistura grafite HC30 e negro de fumo. A base de gelatina e glicerina apresentou condutividade e susceptividade semelhantes às da gordura. A adição de 4% de HC30 e 4% de negro de fumo à mistura base resultou em um *phantom* dos tecidos pulmonares, ao passo que 7% de cada um destes materiais resultou em características elétricas semelhantes às do coração. Quando mantidos em refrigeração (5 °C) todos os *phantoms* apresentaram durabilidade de 6 dias.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

EVALUATION OF MATERIALS FOR THE PRODUCTION OF BIOIMPEDANCE PHANTOMS

Alva Valeria Machado Nascimento

September/2012

Advisors: Marcio Nogueira de Souza
Alexandre Visintainer Pino

Department: Biomedical Engineering

For the evaluation of bioimpedance spectroscopy and tomography equipments, physical models, known as phantoms, are needed. Those phantoms need to be able to mimic the electrical conductivity and permittivity of biological tissues. In this work *an* equipment to measure those properties and phantoms for fat, lung, and heart was developed and analysed. The equipment is composed of a *Hydra* 4200 bioimpedance analyzer, a computer and a software written in MATLAB. The phantoms were produced with mixtures of animal hide gelatine and glycerin (AHG) to mimic fat (low conductivity tissue) and, for mimicking lung and heart (more conductive tissues), HC30 graphite and carbon black were added to this mixture. The gelatine and glycerin base has shown conductivity and susceptibility similar to fat tissue. The addition of 4% of HC30 and 4% of carbon black to the base mixture resulted in a pulmonary tissue phantom, while 7% of each of these materials resulted in electrical characteristics similar of the heart. When kept under refrigeration (5 °C), all *phantoms* had durability of 6 days.

Sumário

CAPÍTULO 1	1
INTRODUÇÃO	1
1.1 <i>OBJETIVO GERAL</i>	2
1.1.1 Objetivos Específicos	2
CAPÍTULO 2	4
FUNDAMENTOS TEÓRICOS	4
2.1 <i>TECIDOS BIOLÓGICOS</i>	4
2.2 <i>BIOIMPEDÂNCIA</i>	5
2.2.1 Fundamentos da bioimpedância	5
2.2.2 Caracterização elétrica da membrana	9
2.3. <i>CARACTERIZAÇÃO DE TECIDOS BIOLÓGICOS</i>	10
2.4 <i>PHANTOMS</i>	14
2.4.1 Materiais e misturas para a produção de phantoms	14
2.4.2 Phantoms para EIT e ETS	18
CAPÍTULO 3	21
SISTEMA DE MEDIDAS	21
3.1 <i>MATERIAIS E MÉTODOS</i>	21
3.1.1 Câmaras de Testes	23
3.1.2 Avaliação do Sistema de Medidas	25
3.2 <i>RESULTADOS</i>	26
3.3 <i>DISCUSSÃO</i>	29
3.4 <i>CONCLUSÕES</i>	32
CAPÍTULO 4	33
ENSAIO DE MATERIAIS	33
4.1 <i>BASE PARA PHANTOM DE GORDURA</i>	34
4.1.1 Materiais e Métodos	34
4.1.2 Resultados	36

4.1.3	Discussão.....	37
4.1.4	Conclusão.....	38
4.2	<i>ADITIVOS PARA PHANTOMS DE PULMÃO E CORAÇÃO</i>	39
4.2.1	Materiais e Métodos	39
4.2.2	Resultados	40
4.2.3	Discussão.....	44
4.2.4	Conclusão.....	45
CAPÍTULO 5		46
AVALIAÇÃO DE MISTURAS		46
5.1	<i>MATERIAIS E MÉTODOS</i>	46
5.1.1	A produção dos phantoms	46
5.1.2	Procedimento de avaliação das amostras	48
5.2	<i>RESULTADOS</i>	48
5.2.1	Conservação em solução salina	48
5.2.2	Conservação em ar ambiente.....	49
5.2.3	Conservação em ar refrigerado	50
5.3	<i>DISCUSSÃO</i>	53
5.4	<i>CONCLUSÕES</i>	58
CAPÍTULO 6		59
CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS		59
6.1	<i>TRABALHOS FUTUROS</i>	59
BIBLIOGRAFIA		61
Apêndice I: Programa para cálculo da admitividade		65
Apêndice II: Especificações do Grafite HC30		68
Apêndice III: Especificações do Negro de Fumo		69

Lista de definições

Acrilamida: cristal incolor que se funde à 84 °C. São estáveis à temperatura ambiente, mas polimerizam rapidamente ao se fundir.

Agar: Polissacarídeo derivado de algas marinhas vermelhas.

AHG (Animal Hide Gelatine): Gelatina que tem por natureza química as proteínas animais.

Alginato de sódio: polímero derivado de algas marrons.

Grafite expandido: Grafite que apresenta maior espaçamento interlamelar, derivado do grafite intercalado, recebe tratamento térmico. Possui as mesmas propriedades de outros grafites, exceto pela maior capacidade de dispersão. As amostras dos grafites identificados pela Nacional de Grafite Ltda, Brasil como Micrograf HC30 e HC11, apresentam 99,5% e 99,89% de concentração de carbono, respectivamente.

Grafite malha 140: Grafite cristalino com 24% de impurezas na sua composição. Informações do fabricante B. Herzog, Brasil.

NaN₃ (Azida de Sódio): reagente utilizado para a produção de compostos de azoto.

Negro de fumo ou *carbon black*: material de partículas muito finas, à base de carvão (fuligem).

PAA: Poliacrilamida que é o hidrogel da acrilamida.

Solução salina: Mistura de água deionizada e Na Cl concentrado à 0,9% (Condutividade elétrica, $\sigma = 1,37 \text{ S/m}$ à 20 °C).

Polímero: designa materiais formados pela união de monômeros. Podem ser naturais como o algodão ou sintéticos como o polipropileno.

Polipropileno: polímero ou plástico derivado do propeno.

PVA (*Polyvinyl acetate*): Acetato de polivinila.

PVC (*Polyvinyl chloride*): Cloreto de polivinila.

PVCP (*Polyvinyl chloride-plastisol*): PVC plastificado.

TX-151: material à base de pó de acrilamida, muito utilizado na produção de phantoms de pele e músculo na faixa de 10 MHz.

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

As medidas de bioimpedância, ou seja, de impedância elétrica dos tecidos biológicos, têm sido usadas na biologia e na área médica como método não invasivo, de baixo custo, e capaz de quantificar de forma continuada alterações, patológicas ou não, dos tecidos biológicos (GRIMNES, MARTINSEN, 2000).

Dentre as possíveis aplicações das medidas de bioimpedância estão aquelas relacionadas à espectroscopia (análise multifrequencial das propriedades elétricas dos tecidos), que permitem a caracterização de tecidos biológicos, e à produção de imagens, quer pela tomografia por bioimpedância (EIT – *Electrical Impedance Tomography*), quer pela transvarredura por bioimpedância (ETS – *Electrical Transimpedance Scanner*). Ambas as técnicas (EIT e ETS) se baseiam nas diferenças de impedância entre os tecidos para produzir imagens da distribuição de impedância na região em análise (HOLDER, 2005).

Muitos grupos de pesquisa têm dedicado esforços ao desenvolvimento da instrumentação e do *software* necessário para o bom funcionamento de equipamentos de bioimpedância. Entretanto, pouco tem sido feito no desenvolvimento de modelos físicos que permitam avaliar, em condições próximas das reais, os equipamentos produzidos por estes grupos. Estes modelos físicos, ou *phantoms*, devem possuir as mesmas propriedades elétricas dos tecidos biológicos que os mesmos se propõem a mimetizar.

COIADO (2008) relata que a *International Commission on Radiation Units and Measurements*, no seu *report 61*, específico para ultrassom, classifica os *phantoms* em duas categorias: de calibração e de imagem. Os *phantoms* de calibração são aplicados no controle de qualidade e calibração de equipamentos médicos. Os *phantoms* de imagem, por sua vez, se subdividem em três subcategorias: *phantom* de corpo, padrão e de referência. Os *phantoms* de corpo são antropomórficos, os padrões são usados para mimetizar propriedades ultrassônicas específicas e os de referência são utilizados para estimação de dose, composição mineral entre outros. Esta descrição também seria adequada para *phantoms* com aplicação em EIT.

No que diz respeito à avaliação de equipamentos de imagem, não foi encontrada padronização de *phantoms* para EIT nem ETS, mas apenas para ultrassom,

ressonância magnética, mamografia e tomografia computadorizada. No entanto, a literatura recente destaca a importância da produção de *phantoms* de bioimpedância para a avaliação e ensaio destes equipamentos. Estes *phantoms* devem mimetizar as propriedades elétricas (condutividade e permissividade) dos tecidos biológicos a partir de materiais estáveis e não perecíveis, para garantir o seu reaproveitamento.

A realidade atual é muito diferente, pois muitos dos *phantoms* empregados para bioimpedância utilizam tecidos vegetais e animais (HOLDER *et al.*, 1996) e, portanto, são perecíveis e com propriedades elétricas não controláveis. Alternativamente, encontra-se na literatura o uso de solução salina e agar, ou gelatina animal com propriedades elétricas que permitem apenas o controle da condutividade (LEE *et al.*, 2007). Em nenhum caso estes *phantoms* aparentam todas as características desejáveis acima mencionadas.

Assim, o desenvolvimento de modelos que sejam úteis à calibração e teste de equipamentos de EIT ou ETS passa pela busca de material ou mistura de materiais mais adequados à mimetização das propriedades elétricas dos tecidos biológicos. Neste sentido, seria importante investigar materiais ou misturas de materiais com propriedades elétricas semelhantes às da gordura, do pulmão e do coração, tecidos estes de maior interesse para as técnicas de EIT e ETS. Adicionalmente os *phantoms* devem ser moldáveis, reprodutíveis e estáveis com o tempo.

1.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral deste trabalho foi desenvolver e avaliar materiais para a confecção de *phantoms* de bioimpedância. Esses materiais devem ser moldáveis, reprodutíveis, estáveis e possuírem propriedades elétricas de condutividade e permissividade similares às de gordura, pulmão e coração na faixa de frequência mais usada em EIT e ETS (de 10 kHz à 1 MHz).

1.1.1 Objetivos Específicos

Para alcançar o objetivo geral foram estabelecidos os seguintes objetivos específicos:

- Desenvolver um sistema de medição multifrequencial adequado aos testes de materiais para *phantoms* de bioimpedância;

- Validar o sistema construído utilizando materiais biológicos, cujos valores de bioimpedância sejam conhecidos;
- Pesquisar materiais com características de condutividade e permissividade similares aos tecidos biológicos de interesse;
- Medir a bioimpedância dos materiais selecionados e comparar seus valores de condutividade e permissividade com os dos tecidos biológicos de interesse;
- Observar a evolução temporal de amostras dos materiais selecionados e acompanhar as medidas de bioimpedância por meio de estudo longitudinal, pelo período de quinze dias, em três condições: à temperatura ambiente; conservados sob refrigeração e imersos em soro fisiológico.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Este capítulo aborda os fundamentos básicos que caracterizam os tecidos biológicos em relação aos seus agrupamentos celulares e à sua bioimpedância, e identifica os valores de referência para as propriedades elétricas, condutividade e permissividade. Também serão abordados os *phantoms* de bioimpedância mais utilizados em espectroscopia e equipamentos de geração de imagens por bioimpedância dando ênfase aos materiais ou misturas empregados na sua produção.

2.1 TECIDOS BIOLÓGICOS

De acordo com a morfologia animal, os tecidos são classificados como epitelial, conjuntivo, muscular e tecido nervoso. O tecido epitelial é formado por células justapostas que formam uma ou mais camadas com pouca substância intercelular, sendo basicamente o tecido de revestimento da superfície externa do corpo e de suas cavidades. O corpo humano, segundo DEE (2010), é dividido em três cavidades (craniana, torácica e cavidade abdomino-pélvica) que ajudam a sustentar, proteger e isolar os órgãos. Estas cavidades estão separadas umas das outras por estruturas teciduais como ossos, músculos, gorduras e são revestidas por membranas teciduais como o peritônio, a membrana abdominal. Composto estas cavidades estão órgãos como pulmão, coração, cérebro e estômago que também são envolvidos por membranas. Assim, o tecido epitelial além de ser um simples separador de compartimentos biológicos também pode acumular funções específicas dependendo do órgão a que pertence. Pode, por exemplo, ser especializado na absorção de substâncias, como ocorre no trato intestinal, ou na secreção de substâncias como mucos, hormônios e enzimas (DEE, 2010).

O tecido conjuntivo ou conectivo possui farta substância intercelular e tem funções de sustentação, de conexão entre os órgãos e estruturas adjacentes e preenchimento dos espaços vazios, quando podem predominar células adiposas ou cartilaginosas. Também são classificados como tecido conjuntivo, o tecido ósseo, caracterizado pela sua rigidez, e o tecido sanguíneo, que possui o plasma como líquido

extracelular (ROSS, PAWLINA, 1997).

O tecido muscular é constituído por agregados de células de forma alongada que originam as fibras musculares. São especializadas na contração e a sua disposição paralela favorece a produção de movimento a partir de miofilamentos presentes no citoplasma. A aparência do músculo, liso ou estriado, e a sua localização são fatores que identificam o tecido muscular. O músculo liso está presente nas vísceras e estruturas internas do corpo. O músculo estriado apresenta estrias transversais regulares, sendo classificado como esquelético ou cardíaco (ROSS, PAWLINA, 1997).

A realização de movimento pelo tecido muscular depende da sua interação com o tecido nervoso e para que ocorra a contração de uma fibra muscular esquelética, impulsos nervosos devem chegar à junção neuromuscular, também denominada placa motora. O tecido nervoso é formado principalmente por células denominadas neurônios, especializadas em receber estímulos internos ou externos e transformá-los em impulsos elétricos, conduzindo-os para outras partes do corpo por meio de redes integradas de comunicação (ROSS, PAWLINA, 1997).

2.2 BIOIMPEDÂNCIA

2.2.1 *Fundamentos da bioimpedância*

Num circuito elétrico linear com dois eletrodos (bipolar), em regime permanente senoidal, a impedância (Z) é a medida do grau de oposição que um circuito exerce à passagem da corrente elétrica, sendo calculada pela razão entre a tensão (V) e a corrente (I) expressas por fasores (Equação 1). De forma alternativa, a relação entre V e I pode ser representada pelo uso da admitância (Y), o recíproco de Z (Equação 2).

$$Z = \frac{V}{I} \quad (1)$$

$$Y = \frac{1}{Z} \quad (2)$$

Analogamente, nos sistemas biológicos, a impedância complexa Z é o

fator que limita o fluxo de corrente elétrica pelos tecidos, podendo ser decomposta em duas componentes, a resistência elétrica R , parte real da impedância, e a reatância capacitiva X_C , parte imaginária da impedância. A unidade de medida de Z , R e X_C é o ohm (Ω).

Da mesma forma, também é possível escrever uma admitância complexa para os sistemas biológicos. Nestes casos, Y (Equação 3) pode ser decomposta em suas componentes real e imaginária, respectivamente a condutância (G) e a susceptância (B); esta última, de característica majoritariamente capacitiva (Equação 4). A unidade de medida de Y , G e B é o siemens (S). A representação das propriedades elétricas dos tecidos por meio da admitância é, muitas vezes, mais comum do que por meio da impedância, sendo este o caso da caracterização de tecidos e construção de modelos físicos. Assim, o termo bioimpedância será usado neste texto como um termo genérico para caracterizar as propriedades elétricas dos tecidos, mesmo quando o equacionamento ou modelagem explicitamente indicar Y , G , B ou alguma outra propriedade elétrica passiva dos tecidos:

$$Y = G + jB \quad (3)$$

$$B_C = 2\pi fC \quad (4)$$

sendo f a frequência medida em hertz (Hz) e C a capacitância, em farad (F). Observe que na Equação 4 o produto $2\pi f$ é denominado frequência angular e costuma ser representado por ω , cuja unidade é radianos por segundo (rad/s).

As medidas de bioimpedância podem ser realizadas em tecidos *in-vivo* ou em amostras *ex-vivo*, oriundas de biópsias de animais sacrificados. Nestes casos, a amostra deve, preferencialmente, ter de um a dois dias (GABRIEL *et al.*, 1996a), para que não perca suas características originais, já que os valores da impedância elétrica dependem da constituição homogênea ou heterogênea do tecido, das dimensões da amostra, da concentração de água, da perfusão sanguínea e das condições do tecido, entre outros.

Nesta dissertação, assim como ocorreu nos trabalhos de DUCK (1990), GABRIEL *et al.* (1996a), JOSSINET, SCHMITT (1999) e FOSTER (2000), a

investigação das características elétricas dos tecidos biológicos será realizada com relação à condutividade e à permissividade dos mesmos e não com relação à impedância (resistência e reatância) propriamente dita. Esta abordagem permitirá comparar adequadamente os estudos, pois as características consideradas neste trabalho como propriedades dos tecidos independem da geometria ou do tamanho das amostras.

Entretanto, estas propriedades não podem ser obtidas diretamente, mas são estimadas a partir das medidas da impedância dos tecidos (resistência e reatância) e das dimensões dos compartimentos de medida (Equações 7 e 8). Dado que:

$$G = \frac{A}{L} \sigma \quad (5)$$

e

$$B = \omega C = \omega \varepsilon_r \varepsilon_0 \frac{A}{L} \quad (6)$$

então

$$\sigma = G \frac{L}{A} \quad (7)$$

$$\varepsilon = \varepsilon_r \varepsilon_0 \frac{B A}{\omega L} \quad (8)$$

onde σ é a condutividade do tecido em S/m; ε é a permissividade dielétrica do material, sendo $\varepsilon_0 = 8,85 \times 10^{-12}$ F/m a permissividade dielétrica do vácuo e ε_r a permissividade relativa (adimensional); A é a área da seção transversal da amostra cilíndrica em metro quadrado (m^2) e L é o comprimento da amostra em metro (m). Finalizando, a admitância complexa para uma amostra de forma cilíndrica é dada por:

$$Y = \frac{A}{L} (\sigma + j\omega\varepsilon) \quad (9)$$

na qual, o termo complexo $\sigma + j\omega\varepsilon$ é denominado admitividade, que é amplamente utilizado na área de bioimpedância e nesta dissertação.

A análise do comportamento da condutividade e da permissividade com relação à frequência revela regiões onde o seu valor varia (Figura 1). Estas variações da permissividade ou da condutividade do material correspondem a um efeito conhecido como dispersão (FOSTER, SCHWAN, 1989).

SCHWAN (1957) definiu três faixas de dispersão, denominadas faixas α , β e γ . Estas regiões do espectro de frequência estão associadas a fenômenos elétricos que ocorrem nos órgãos, células e átomos (PETHIG, KELL, 1987, FOSTER, SCHWAN, 1989, GABRIEL *et al.*, 1996a).

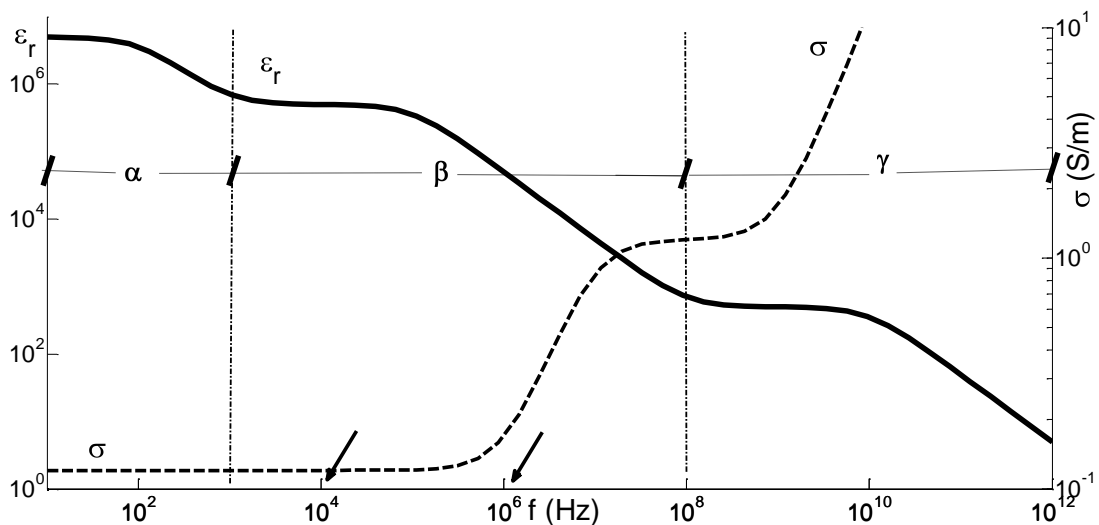


Figura 1: Condutividade (σ) e permissividade relativa (ϵ_r), típicos de tecidos biológicos em função da frequência (f). Foram identificadas as regiões de dispersão (α , β , e γ). As setas indicam o início e o fim da faixa de frequências de interesse deste trabalho, de 10 kHz a 1 MHz.

Conforme a Figura 1, a faixa de dispersão α , ocorre até algumas centenas de hertz. Nesta faixa, a permissividade é alta e a condutividade dos tecidos é iônica, devido à circulação de corrente elétrica apenas pelo material de preenchimento dos tecidos. Na faixa β , a partir de algumas centenas de hertz até 100 MHz, a dispersão observada reflete a frequência em que ocorre a polarização da membrana celular, havendo corrente elétrica no interior das células. A faixa γ , acima de 100 MHz, está relacionada com a dispersão de moléculas menores. Nesta faixa, as células se comportam como se houvesse apenas água no seu interior.

MARTINSEN *et al.* (2002) também identificaram uma faixa de dispersão, chamada δ , entre 1 MHz a 100 MHz. Este intervalo de frequências está associado às variações da impedância decorrentes dos fenômenos de dispersão que ocorrem em macromoléculas, como as proteínas e às organelas celulares.

2.2.2 Caracterização elétrica da membrana

ALBERTS *et al.* (1994) descreveram a membrana plasmática como uma barreira formada por duas camadas contínuas de moléculas de fosfolipídeos (Figura 2), com espessura em torno de 4 a 5 nm, que originam espontaneamente bicamadas ou lipossomos quando estão em solução aquosa. Segundo GRIMNES, MARTINSEN (2000), esta característica das membranas celulares atua como um isolante que separa dois meios iônicos diferentes e torna o seu comportamento similar ao de um capacitor de placas paralelas (Figura 3).

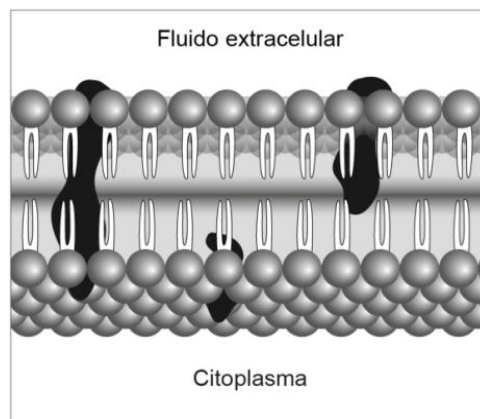


Figura 2: Representação esquemática de um trecho da dupla camada de lipídeos da membrana plasmática, com proteínas inseridas na membrana.

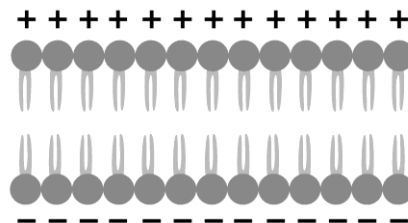


Figura 3: Gradiente de concentração de substâncias entre o citoplasma e o meio externo.

Assim, em corrente contínua e nas frequências baixas, a corrente elétrica flui por difusão iônica no meio extracelular, em torno das células, mas à medida que a frequência aumenta, há o decremento da reatância capacitiva da membrana, resultando em fluxo de corrente no interior das células (Figura 4).

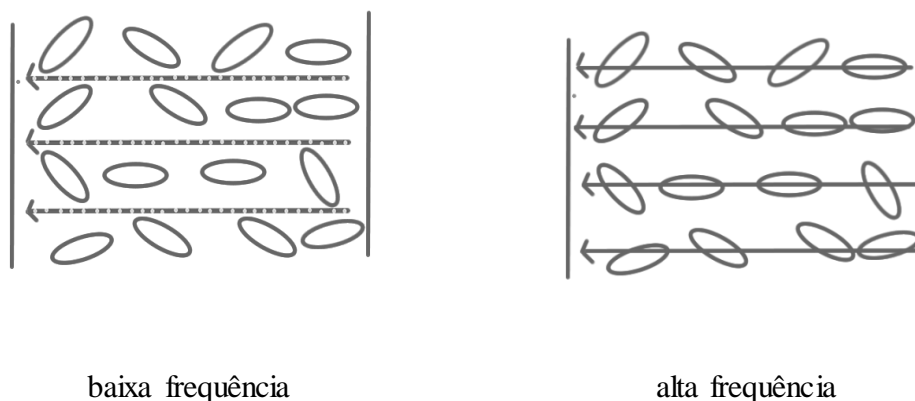


Figura 4: Células em suspensão e caminho percorrido pela corrente elétrica, de acordo com a frequência. As linhas pontilhadas e cheias indicam o sentido da corrente elétrica.

A maior parte das interações fisiológicas das membranas celulares são observadas no intervalo de frequência da faixa β , principalmente entre 10 kHz e 1 MHz, faixa de interesse deste trabalho. Nesta faixa de frequência, os sistemas biológicos, de um modo geral, apresentam componentes resistiva e capacitiva altas, já a componente indutiva é desprezível (GRIMNES, MARTINSEN, 2000).

2.3. CARACTERIZAÇÃO DE TECIDOS BIOLÓGICOS

SCHWAN (1957), FOSTER, SCHWAN (1989), DUCK (1990) e FAES *et al.* (1999) mediram e compararam as propriedades elétricas de diversos tecidos *ex-vivo* de mamíferos, incluindo o homem. Estes e outros trabalhos foram compilados e avaliados por GABRIEL *et al.* (1996a), GABRIEL *et al.* (1996b) e GABRIEL *et al.* (1996c), sendo os dados desta pesquisa foram disponibilizados na *Internet* por ANDREUCETTI (1997), por meio de aplicativo disponível no endereço eletrônico <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/#over>. Desta forma, foram consolidados os resultados de medições realizadas ao longo de várias décadas em uma tabela disponível *on-line* e acessível a todos. Estes dados foram utilizados em nosso estudo como valores padrão esperados para amostras de gordura, pulmão inflado e pulmão sem ar, coração, músculo e sangue.

Na sequência são apresentados os valores de susceptividade ($\omega\epsilon$) ao invés de permissividade (ϵ) para que os gráficos apresentem grandezas de mesma unidade, o que é um padrão da literatura. Gráficos apresentados desta forma são chamados de diagramas de *Argan*, *Wessel* ou *Cole-Cole* e correspondem à representação

de uma grandeza (a admitividade, neste caso) no plano complexo.

Como era de se esperar, analisando os dados de condutividade e susceptividade destes tecidos, observam-se diferenças contrastantes na bioimpedância, decorrentes, principalmente, das diferenças das suas funções fisiológicas, estruturas físicas e concentração de água presente em cada tecido (GABRIEL *et al.*, 1996a). Além disto, os tecidos biológicos são materiais heterogêneos compostos por células de tamanhos e funções diferentes e que apresentam média anisotropia devido à orientação das células, macro membranas e órgãos (GRIMNES, MARTINSEN, 2000), o que aumenta ainda mais as diferenças entre as características elétricas dos tecidos.

O tecido adiposo (Figura 5) tem baixa concentração de água, 12,5%, segundo FAES *et al.* (1999), e apresenta os valores mais baixos de condutividade e susceptividade, dentre os cinco tecidos apresentados. Estes valores, entretanto, podem variar significativamente uma vez que a condutividade e a permissividade do tecido adiposo dependem do grau de perfusão de sangue e de outros líquidos (GRIMNES, MARTINSEN, 2000).

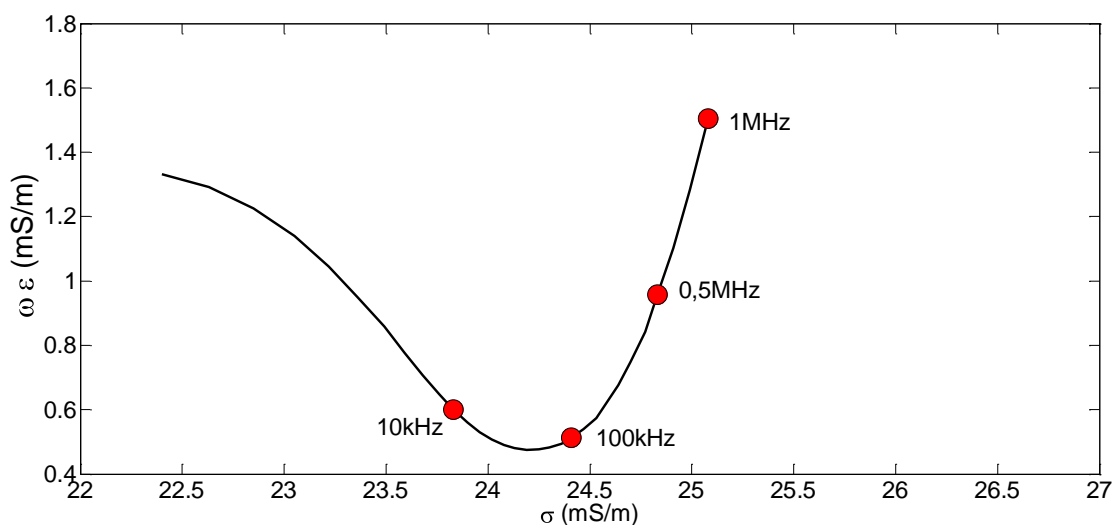


Figura 5: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) de tecido adiposo ou gordura, na faixa de frequências entre 1 kHz e 1 MHz, com destaque para as frequências de 10 kHz, 100 kHz, 0,5 MHz e 1 MHz, segundo ANDREUCETTI (1997).

O tecido pulmonar e o tecido cardíaco apresentam valores intermediários de condutividade quando comparados aos tecidos adiposo e muscular. Quando são comparadas as admitividades dos tecidos pulmonar inflado e tecido cardíaco percebe-se que esta diferença favorece o uso de EIT para o mapeamento de uma seção transversal de tórax composta basicamente por gordura (Figura 5), pulmão inflado (Figura 6) e

coração (Figura 7).

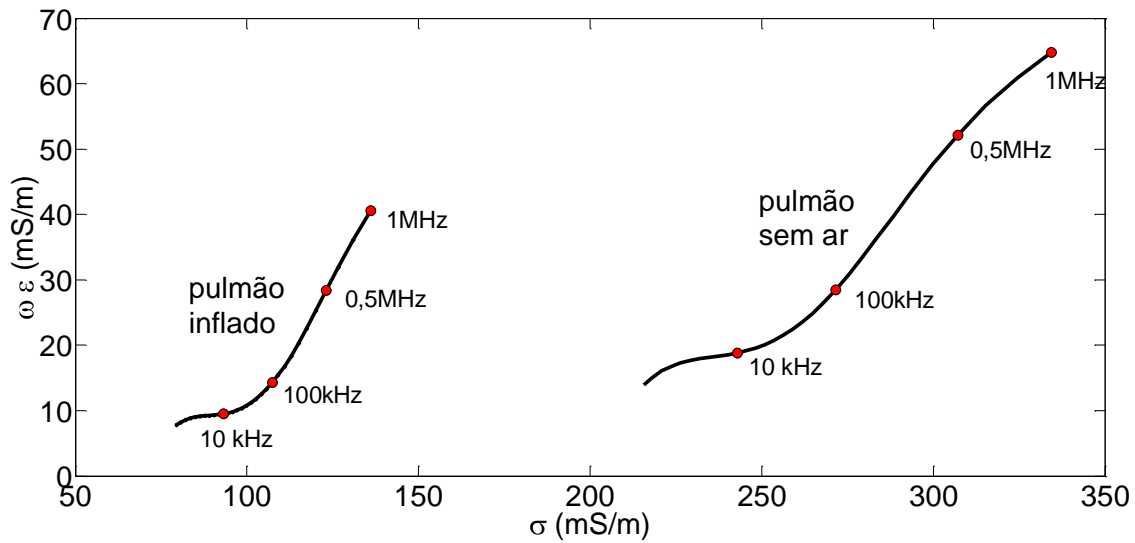


Figura 6: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) de pulmão inflado com ar e pulmão sem ar, na faixa de frequências entre 1 kHz e 1 MHz, com destaque para as frequências de 10 kHz, 100 kHz, 0,5 MHz e 1 MHz, segundo ANDREUCETTI (1997).

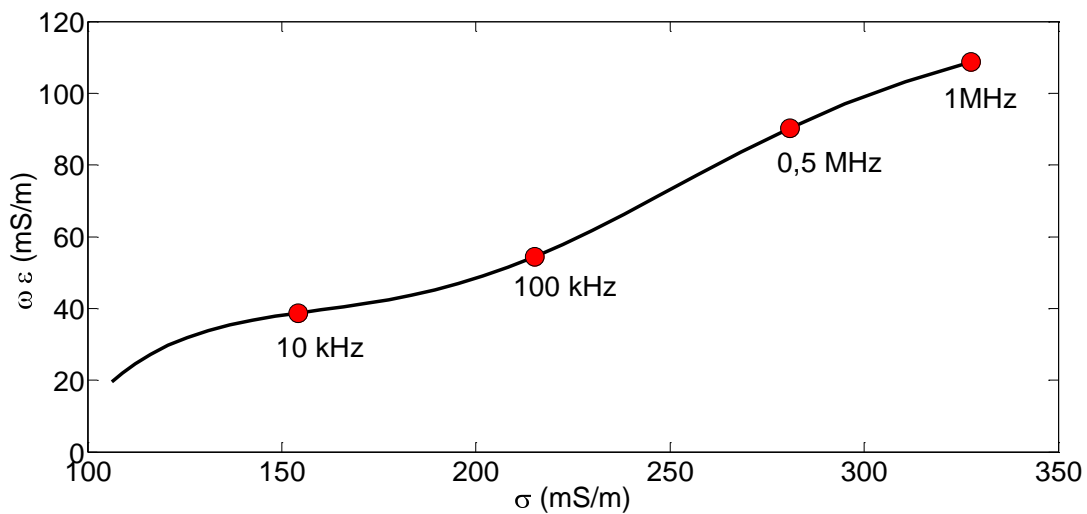


Figura 7: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) de tecido cardíaco, na faixa de frequências entre 1 kHz e 1 MHz, com destaque para as frequências de 10 kHz, 100 kHz, 0,5 MHz e 1 MHz, segundo ANDREUCETTI (1997).

O tecido muscular (Figura 8) apresenta condutividade e susceptividade intermediária, quando comparado aos tecidos adiposo (Figura 5) e sanguíneo (Figura 9). Dentre os cinco tecidos, é o que apresenta a maior anisotropia. Segundo GRIMNES, MARTINSEN (2000), é possível verificar diferenças na bioimpedância do tecido muscular de acordo com a direção das fibras; sendo as fibras transversais mais susceptíveis às variações de condutividade na dispersão β . Por esta razão, é possível observar uma grande variabilidade nos valores de condutividade e susceptividade deste

tecido se comparados diferentes trabalhos, uma vez que a orientação e o tipo de fibra são muito importantes nestes casos.

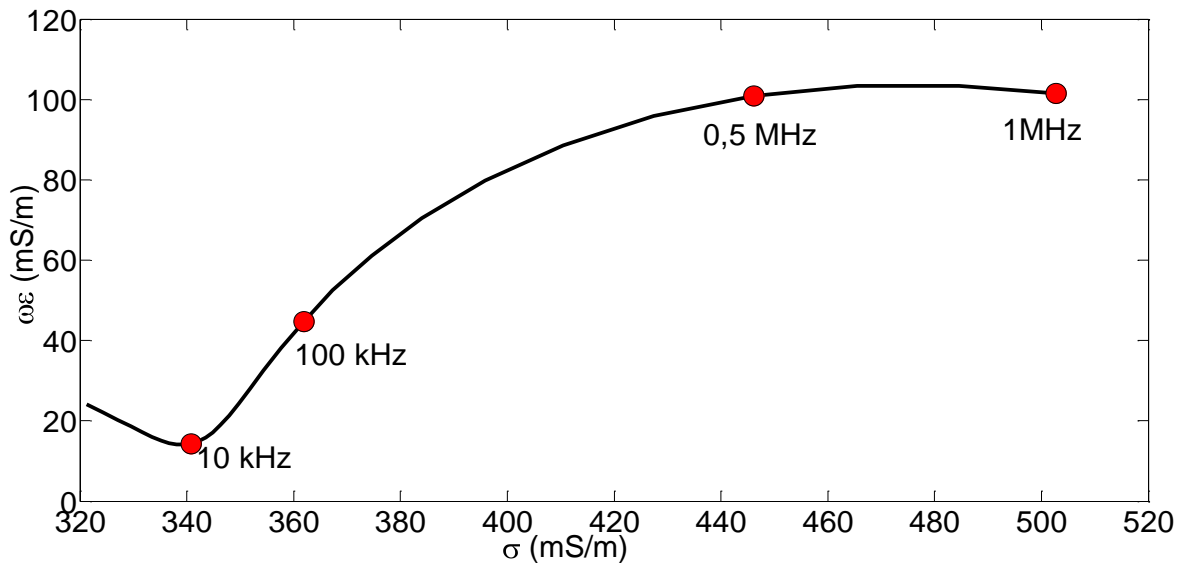


Figura 8: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) de tecido muscular, na faixa de frequências entre 1 kHz e 1 MHz, com destaque para as frequências de 10 kHz, 100 kHz, 0,5 MHz e 1 MHz, segundo ANDREUC CETTI (1997).

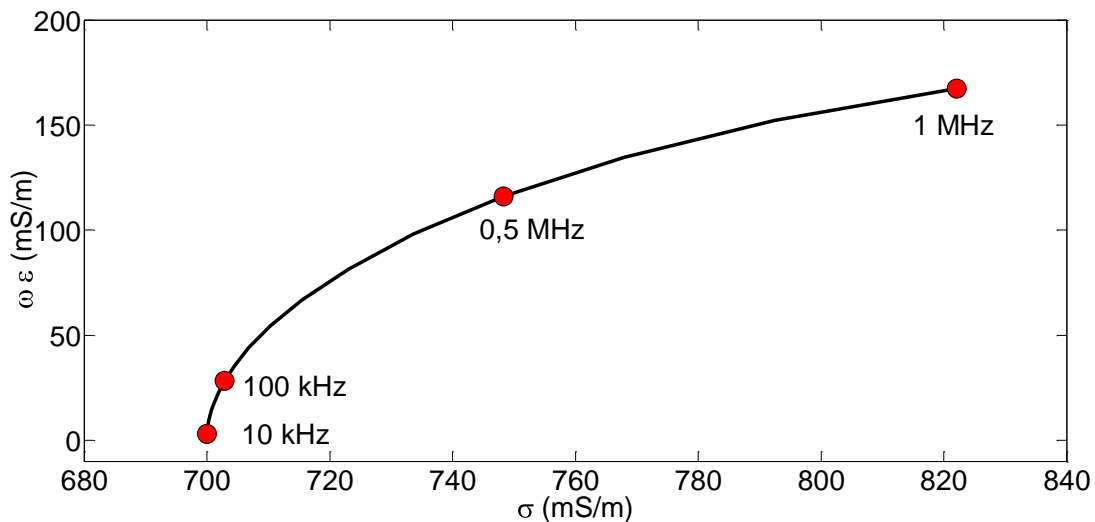


Figura 9: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) de tecido sanguíneo, na faixa de frequências entre 1 kHz e 1 MHz, com destaque para as frequências de 10 kHz, 100 kHz, 0,5 MHz e 1 MHz, segundo ANDREUC CETTI (1997).

O tecido sanguíneo (Figura 9) apresenta os valores mais altos de condutividade e susceptividade dentre os cinco tecidos, com pequena variação nas frequências mais baixas, até 100 kHz. Este comportamento foi compatível com a descrição de GRIMNES, MARTINSEN (2000) uma vez que o tecido sanguíneo, estudado *in-vivo*, apresenta, no plasma, eletrólitos e moléculas orgânicas carregadas

eletricamente. Apresenta também, eritrócitos lisados em que o seu conteúdo intracelular, a hemoglobina, é liberado no plasma. Esta composição torna o tecido sanguíneo muito condutivo.

2.4 PHANTOMS

Phantoms de bioimpedância são modelos físicos que devem ser representativos das propriedades elétricas de um ou de vários tecidos biológicos, em uma frequência ou faixa de frequências pré-estabelecidas. Segundo PETHIG, KELL (1987), os modelos físicos devem adotar como valores de referência aqueles dos tecidos alvo. Para KAO *et al.* (2008), o modelo físico mais adequado é aquele cujas propriedades elétricas do material, condutividade e permissividade, sejam independentes e possam ser ajustadas ao tecido biológico de interesse.

Devem ser consideradas também a estabilidade e a durabilidade do modelo, considerada a partir da possibilidade do seu reaproveitamento. Em qualquer caso, devem ser observadas as alterações das propriedades dos materiais empregados, decorrentes do seu envelhecimento natural. Além disto, é desejável que os *phantoms* de bioimpedância possam reproduzir a forma e o tamanho do objeto de estudo.

2.4.1 Materiais e misturas para a produção de *phantoms*

Os materiais ou misturas empregados na produção de *phantoms* são avaliados e selecionados em função do seu comportamento, quando são submetidos a campos elétricos externos, preferencialmente apresentando condutividade e permissividade compatíveis com as propriedades elétricas dos tecidos alvo. Neste trabalho foram pesquisados materiais descritos pela literatura e empregados como *phantoms* em toda a faixa β .

GRIMNES, MARTINSEN (2000) mediram a condutividade da água deionizada, utilizada como material base na produção de *phantoms*, e encontraram valor igual a $4 \mu\text{S/m}$, considerado desprezível. De fato, é bem conhecido que a água completamente livre de impurezas e íons é um isolante elétrico. Para verificar o incremento da condutividade com a adição de sal, os autores mediram a condutividade diluindo NaCl em água, 0,9% (em massa) à 37°C , o que resultou em uma condutividade de 2 S/m .

GRIMNES, MARTINSEN (2000) também mediram a condutividade de NaCl diluído em água, 0,9% à 20 °C e obtiveram condutividade de 1,3 S/m constatando que a temperatura é um fator importante durante a medida. A permissividade relativa da água deionizada, nas frequências acima de 100 Hz, foi de 74,3 à 37 °C e 80,1 à 20 °C.

A literatura descreve *phantoms* condutivos cuja base de produção normalmente é água deionizada e NaCl, mas OH *et al.* (2008) ensaiaram também água destilada com NaCl diluído e obtiveram resultados que influenciaram a produção de *phantoms*. No ensaio com 1 L de água deionizada, à 37 °C, foram adicionados 9 g de NaCl. A mistura apresentou condutividade de 1,94 S/m, resultado compatível com GRIMNES, MARTINSEN (2000). No segundo ensaio, OH *et al.* (2008) diluíram 1 g de NaCl em 2 L de água destilada, o que resultou em condutividade de 230 mS/m (valor 9 vezes menor que o anterior, mas obtido com uma diluição 18 vezes maior), demonstrando a diferença nos resultados de condutividade, em relação ao tipo de água utilizada na mistura.

Além de solução salina também é comum encontrar, na produção de *phantoms* de bioimpedância, agar (KAO *et al.*, 2008) e alginato (TAKA, 2008), polissacarídeos derivados de algas, e substâncias sintéticas como o gel denominado TX-151 (ESLER *et al.*, 2010) e o PAA (gel de acrilamida) (LEE *et al.*, 2007, OH *et al.*, 2008).

LEE *et al.* (2007) realizaram ensaios com PAA, agar, AHG (*animal hide gelatine*), TX-151 aos quais foi adicionado NaCl, o que aumentou a condutividade da mistura até o limite máximo de 180 mS/m, considerando a faixa de frequências de 100 kHz a 500 kHz. A susceptividade máxima alcançada por estes materiais foi de 9 mS/m nas frequências entre 100 kHz e 500 kHz, valor desprezível em relação à condutividade de 180 mS/m, o que indica que a adição de NaCl incrementa apenas a condutividade. LEE *et al.* (2007) e OH *et al.* (2008) destacaram também as alterações produzidas nos modelos que utilizam gelatina e NaCl devidas à evaporação da água e à difusão iônica.

LEE *et al.* (2007) e OH *et al.* (2008) também ensaiaram bananas e pepinos e obtiveram condutividade de aproximadamente 50 mS/m na frequência de 100 kHz. Em 500 kHz obtiveram 380 mS/m para a banana e 420 mS/m para o pepino. A susceptividade destes materiais foi de aproximadamente 50 mS/m em 100 kHz e 220 mS/m para os dois frutos na frequência de 500 kHz, demonstrando que estes

materiais apresentam condutividade e permissividade dependentes da frequência. KAO *et al.* (2008) também ensaiaram banana, pepino e abóbora. Os valores de condutividade e susceptividade obtidos com os frutos, banana e pepino foram compatíveis com os resultados encontrados por LEE *et al.* (2007) e OH *et al.* (2008) e a abóbora também apresentou resultados dependentes da frequência. Os materiais biológicos apresentaram valores de condutividade e susceptividade compatíveis com a produção de *phantoms* destinados à calibração e avaliação de equipamentos de EIT e ETS. Entretanto, os autores destacaram que estes materiais são perecíveis e apresentam durabilidade limitada a algumas horas.

O uso de misturas à base de agar ou gel de acrilamida tem sido descrito na literatura para a produção de *phantoms* de bioimpedância quando adicionado a sais como NaCl (KATO *et al.*, 1986, GOEURY *et al.*, 2001, BASTO, 2007, KAO *et al.*, 2008) e KCl (HOLDER *et al.*, 1996). São descritos também os resultados obtidos com misturas de água deionizada, agar e TX-151 (ESLER *et al.*, 2010) com adição de sal (2% a 10%). A instrumentação desenvolvida por ESLER *et al.* (2010) para estudos de EIT em baixa frequência, com valores inferiores a 500 Hz, demandou a moldagem de um *phantom* de cabeça com formato cilíndrico, produzido com agar e TX-151, que foi ensaiado imerso em um tanque com solução salina de condutividade igual a 1,31 S/m, à temperatura ambiente de 22 °C. Os *phantoms* produzidos foram armazenados em recipiente de vidro hermeticamente fechado, mantidos a temperaturas entre 4 °C e 8 °C e poupados da exposição ao ar ou solução salina. Os *phantoms* foram expostos ao ambiente somente para a realização dos ensaios e nessas condições, apresentaram durabilidade de até duas semanas.

KATO, ISHIDA (1987) buscaram um modelo eletricamente equivalente a vários tecidos do corpo. Utilizaram agar à 4%, com ajustes de condutividade e permissividade na faixa β (5 MHz a 40 MHz). Para o ajuste da permissividade relativa (35 a 80) utilizaram PVC (*polyvinyl chloride*). Para o ajuste da condutividade (20 mS/m a 1,23 S/m) utilizaram NaN₃ (Azida de Sódio) diluído em água (sem tratamento identificado), na proporção de 0% a 0,8% em peso, realizando o ajuste na salinização da água para a correção de erros sistemáticos. Os autores afirmaram que a adição de NaN₃ variou a condutividade e que este *phantom* manteve a forma moldada e esteve livre da contaminação por fungos por até um ano. Por meio da adição de materiais sintéticos às misturas que empregaram agar, KATO *et al.* (1986) e ESLER *et al.* (2010) buscaram

aumentar a durabilidade de *phantoms* sólidos, além de torná-los mais estáveis mecanicamente.

Misturas de agar (4%) e NaCl produzidas com condutividade padrão de 100 mS/m foram utilizadas por KAO *et al.* (2008) acrescidas de grafite sintético nas concentrações de 4%, 6%, 10%, 15% e 20%. Os autores analisaram os valores de condutividade e susceptividade das misturas na faixa de frequências de 3,3 kHz a 1 MHz. Os resultados indicaram o aumento da condutividade em todas as faixas de frequências para as misturas em que houve a adição de grafite. A susceptividade incrementou até a frequência de 100 kHz, depois decrementou nas frequências superiores em todas as concentrações de grafite. A mistura de agar, NaCl e grafite a 10% apresentou condutividade de 220 mS/m. Com grafite a 20%, a condutividade passou para 280 mS/m. Por sua vez, a susceptividade foi 30 mS/m com grafite a 10% e 70 mS/m com grafite a 20%.

A mistura de blocos de agar salinizados, acrescidos de grafite, testados por KAO *et al.* (2008), apresentou comportamento da condutividade e susceptividade compatíveis com os materiais biológicos, banana e pepino, testados por LEE *et al.* (2007) e OH *et al.* (2008), indicando a possibilidade do seu aproveitamento na produção de *phantoms*.

A literatura também descreve materiais poliméricos condutores que são produzidos a partir da adição de cargas condutoras a polímeros sintéticos. São denominados compósitos (SANTOS *et al.*, 2001) ou nanocompósitos (FERREIRA, 2008) e dependem de tecnologia apropriada para a sua produção. A base polimérica é produzida com materiais sintéticos como a borracha de silicone (YOSHIKAWA *et al.*, 2006), polietileno, teflon e *epoxy* (CESPEDES *et al.*, 1996), ou ainda matrizes poliméricas à base de polipropileno (FERREIRA, 2008). Para transformá-los em polímeros condutores, são adicionados materiais à base de carbono, provenientes de grafites modificados por ação química ou térmica, denominados grafites intercalados ou expandidos, ou negro de fumo (*carbon black*), nas concentrações de 5% a 95%, em função do polímero utilizado e da aplicação (CESPEDES *et al.*, 1996). Estes materiais poliméricos condutores são utilizados, segundo CESPEDES *et al.* (1996), na confecção de sensores eletroquímicos, indicando boa capacidade condutora.

2.4.2 *Phantoms* para EIT e ETS

Os *phantoms* mais comuns representam apenas a condutividade dos tecidos biológicos, mas alguns modelos, como os avaliados por MARCHAL *et al.* (2009) para representar músculos na faixa β , apresentaram variação da condutividade e da permissividade tanto pela variação da concentração de gelatina (até 40%), como pela variação da temperatura, entre 15 °C e 50 °C.

Para a representação da condutividade e permissividade dos tecidos biológicos, a literatura descreve principalmente a utilização de tecidos vegetais, como banana, melão, pepino, abóbora e cenoura (QIAO *et al.*, 2007, LEE *et al.*, 2007, KAO *et al.*, 2008, LIN *et al.*, 2012); tecidos de animais, como o tecido sanguíneo (HOLDER *et al.*, 1996) e tecidos de peito de frango (TAKA, 2008) ou as misturas já descritas na seção 2.4.1.

Os *phantoms* testados por QIAO *et al.* (2007) utilizaram solução salina (0,5% e 0,9%) e objetos modelados com agar como modelos estáticos para mimetizar tecidos da mama nos períodos pré e pós-menopausa que foram caracterizados pelas variações de densidade da mama. Nesse trabalho também foram produzidos os modelos dinâmicos que utilizaram pedaços de melão recobertos por agar, que foram representativos dos tecidos biológicos. Os autores puderam observar as camadas representativas de tecidos no *phantom* estático nas frequências inferiores a 200 kHz. Em relação ao *phantom* dinâmico, os autores puderam visualizar as camadas representativas de tecido mamário, fazendo a distinção do tecido da lesão.

Os *phantoms* produzidos por TAKA (2008) foram utilizados na avaliação e calibração no protótipo de um sistema ETS denominado *LibScanning*, equipamento para detecção precoce do câncer de mama. TAKA (2008) testou *phantoms* para mimetização do tecido mamário saudável e utilizou como modelo líquido um tanque com solução de NaCl à 0,9%. Para os modelos sólidos foram utilizados agar, alginato, tecidos de peito de frango e massa de farinha de trigo acrescida de sal e grafite, a fim de controlar a condutividade da mistura. Na simulação das lesões neoplásicas, TAKA (2008) utilizou objetos metálicos, com raios entre 2 mm a 6 mm, imersos no tanque com solução salina ou inseridos no corte de peito de frango. Dentre todos os ensaios realizados pelo autor, o modelo de peito de frango apresentou o melhor resultado, seguido do tanque com solução salina. As lesões simuladas foram detectadas pelo

protótipo do sistema ETS na faixa de frequências entre 10 Hz e 20 kHz; entretanto, em função da durabilidade do modelo e dificuldade de conservação, o autor optou pelo tanque com solução salina 0,9% para mimetizar a condutividade do tecido mamário saudável, com objetos metálicos submersos para a simulação das lesões.

Para os *phantoms* descritos na literatura e com aplicação em EIT são utilizados tanques com solução salina para a representação do meio fisiológico. Para a avaliação e calibração dos equipamentos de imagem, os materiais que ficam submersos na solução salina têm, frequentemente, apenas a função de contraste, servindo ao teste de localização de objetos e não são representativos da bioimpedância dos tecidos (YASIN *et al.*, 2011). Um dos melhores modelos para a avaliação deste tipo de equipamento foi proposto por SAULNIER *et al.* (2001) que construíram uma seção transversal de tórax com pulmões e coração, submersos em tanque salino, a partir dos valores de resistividade de blocos de agar salinizados, o que tornou a calibração do equipamento de EIT restrita à condutividade.

Componentes elétricos como resistores e capacitores também são utilizados na construção de *phantoms*. Estes sistemas são conhecidos também como *mesh phantoms* e são mais comuns na representação dos modelos condutivos. GRIFFITHS (1988) e GAGNON *et al.* (2010) desenvolveram modelos físicos que utilizaram componentes elétricos aplicados em EIT. Contudo, KAO *et al.* (2008) e YASIN *et al.* (2011) alertaram para o fato de que estes modelos não apresentaram plenamente as interações entre os tecidos biológicos e os eletrodos utilizados nas medidas. Entretanto, GAGNON *et al.* (2010) afirmaram que seu projeto de *mesh phantoms* gera imagens realistas, pois incorpora um modelo elétrico equivalente dos eletrodos.

Apesar de já haver diversos *phantoms* descritos na literatura, ainda são insuficientes para atender todos os pré-requisitos descritos para a faixa de frequências de 10 kHz até 1 MHz. A maioria reproduz apenas a condutividade dos tecidos que representam. Aqueles com potencial para a representação da condutividade e susceptibilidade de tecidos biológicos são perecíveis, o que impede o seu reaproveitamento.

Os grafites, na sua forma natural ou sintética, e os grafites modificados, além do negro de fumo se destacam pelas suas propriedades elétricas. KAO *et al.* (2008) demonstraram a admitividade, condutividade e susceptibilidade, como propriedade dos

grafites sintéticos. As propriedades elétricas dos tecidos biológicos de interesse para a faixa de frequência de 10 kHz a 1 MHz foram apresentadas na seção 2.3, de caracterização de tecidos, entretanto, não foram encontradas na literatura descrições de ensaios e a utilização destes grafites para a produção de *phantoms* de bioimpedância para EIT ou ETS, o que motiva seu uso nesta dissertação.

CAPÍTULO 3

SISTEMA DE MEDIDAS

Este capítulo tem como objetivo descrever a construção e o método de avaliação do sistema de medidas utilizado na caracterização dos *phantoms* de bioimpedância. Também são apresentados os resultados obtidos e a discussão dos mesmos. Tal sistema de medidas foi apresentado no XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (NASCIMENTO *et al.*, 2012).

3.1 MATERIAIS E MÉTODOS

O sistema de medidas destinado à caracterização dos *phantoms* de bioimpedância é composto do analisador de bioimpedância *Hydra 4200* (Xitron Technologies, EUA), um computador e uma câmara de testes (Figura 10).



Figura 10: Componentes do sistema de medidas.

O *Hydra 4200* é o equipamento tetrapolar destinado à medida de impedância. No seu funcionamento normal um par de eletrodos injeta e coleta corrente elétrica na amostra, enquanto a tensão elétrica é medida pelo outro par de eletrodos. Para a realização das medidas de impedância deste estudo, as amostras preencheram todo o volume de um compartimento cilíndrico de acrílico, parte integrante das câmaras de testes (Figura 10) utilizadas. Os terminais das câmaras de testes foram interligados ao *Hydra 4200* utilizando a configuração bipolar de eletrodos conforme a Figura 11, ou seja, em cada terminal da câmara de testes foram conectados os fios relativos a um

eletrodo de corrente e outro de tensão.

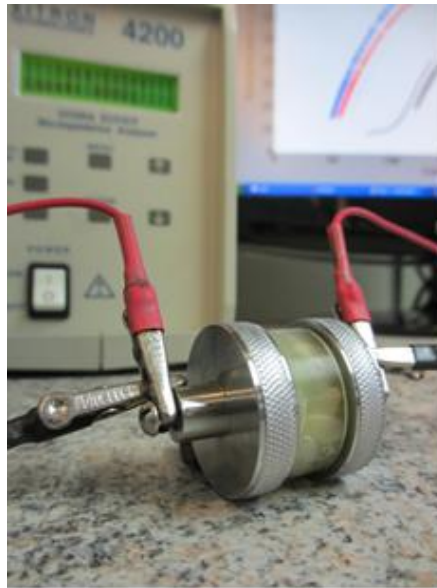


Figura 11: Câmara de testes preenchida com amostra biológica (pepino) e interconectada aos terminais do *Hydra 4200* (ao fundo). Em cada tampa da câmara estão conectados um fio dos eletrodos de corrente e um fio dos eletrodos de tensão.

O *Hydra 4200* conecta-se serialmente ao computador, que é responsável por iniciar a aquisição de sinais e armazenar o resultado em uma tabela de impedâncias. São empregadas 50 frequências distribuídas em escala logarítmica e espaçadas entre 5 kHz e 1 MHz. Um programa escrito em MATLAB 7.0 (*MathWorks*, EUA), cujo código encontra-se disponível no Apêndice I deste trabalho, calcula a admitividade (condutividade, e susceptividade) das amostras utilizando as medidas de impedância realizadas pelo *Hydra 4200* e as dimensões internas do compartimento de acrílico (a área da seção transversal A e o comprimento L , conforme a seção 2.2.1). Os detalhes da construção do compartimento de acrílico são apresentados na Figura 12.

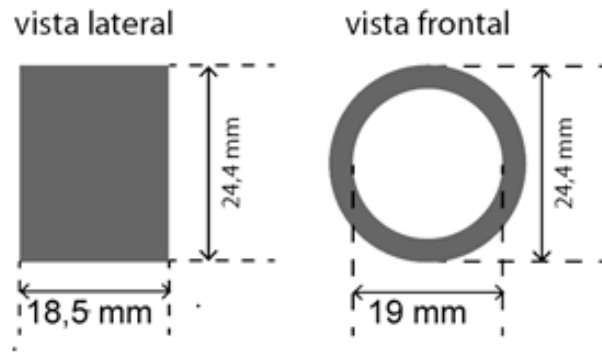
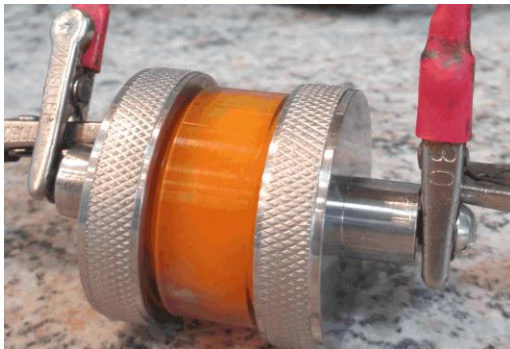


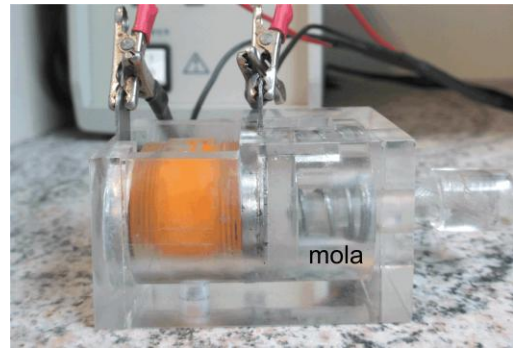
Figura 12: Croqui do compartimento de acrílico.

3.1.1 Câmaras de Testes

Para a avaliação de amostras foram construídas duas câmaras de testes. A primeira, (Figura 13a), denominada câmara de testes 1, possui terminais solidários aos eletrodos que servem como tampas do compartimento de acrílico e foi utilizada em todas as etapas da seleção de materiais (Capítulo 4).



(a)



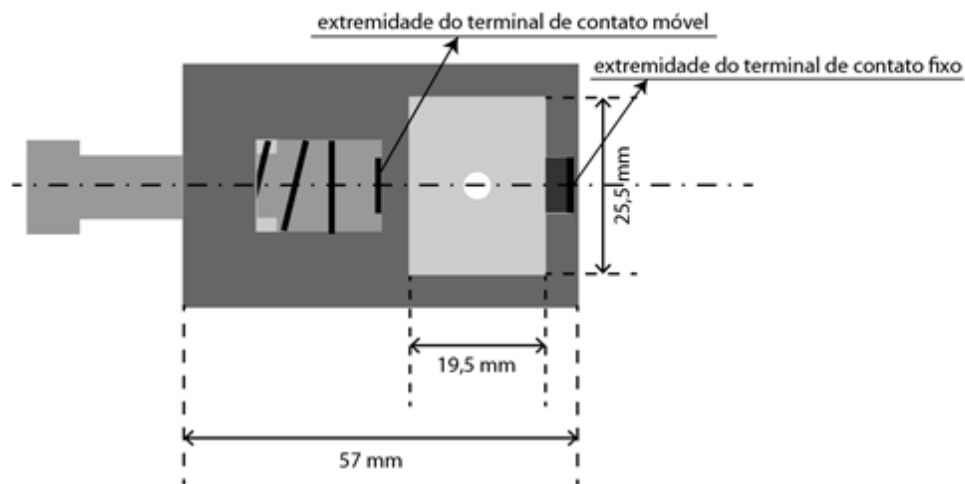
(b)

Figura 13: Câmaras de testes montadas com os compartimentos de acrílico preenchidos por amostras de abóbora baiana.

Uma segunda câmara (Figura 13b), denominada câmara de testes 2, foi construída para acompanhar as alterações observadas nos *phantoms*, decorrentes do seu envelhecimento (Capítulo 5). O dispositivo possui um sistema manual de recuo de um dos eletrodos, acionado por uma mola (Figura 14), de modo a facilitar a acomodação do compartimento de acrílico da câmara de testes 1, preenchido antecipadamente com a amostra (*phantom*). Quando em repouso, a mola pressiona os eletrodos (Figura 15) contra almofadas condutoras que fazem o contato com a amostra. As almofadas foram

construídas com palha de aço (preenchimento), tecido e linha condutores (*Shieldex*, Alemanha). As almofadas, de formato circular, tinham o diâmetro interno dos eletrodos e aproximadamente 3,3 mm de espessura. Esta montagem aumenta o contato entre a amostra e o eletrodo mesmo que ocorra redução no tamanho da amostra durante o experimento de avaliação longitudinal.

Vista Superior



Corte Longitudinal

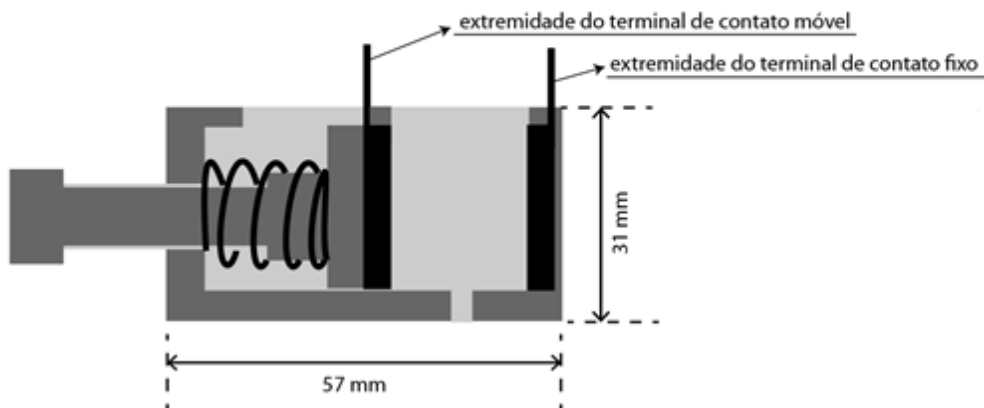


Figura 14: Croqui da câmara de testes 2 com vista superior e corte longitudinal, ilustrando a posição de repouso da mola.

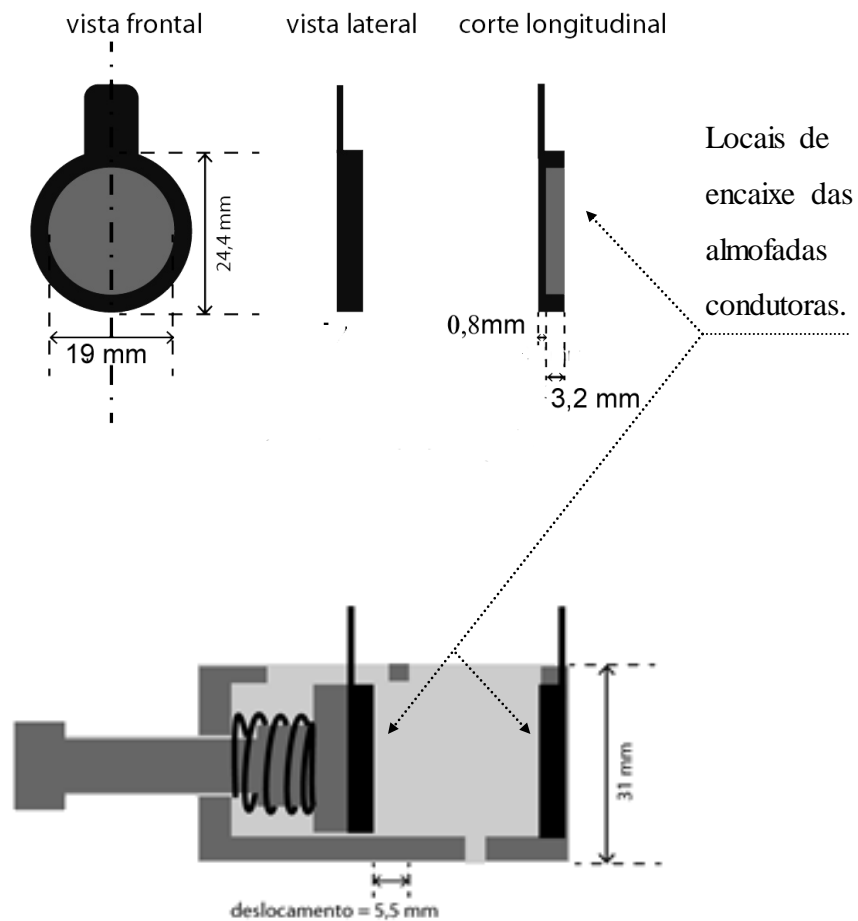


Figura 15: Detalhes dos eletrodos e dos locais de posicionamento das almofadas condutoras.

3.1.2 Avaliação do Sistema de Medidas

Para a avaliação do sistema de medidas de condutividade e susceptibilidade proposto foram utilizados materiais biológicos, frescos, de origem vegetal e animal.

Foram avaliadas 6 espécies de *Musa* sp. (banana), 2 espécies de *Cucumis sativus* (pepino) e 2 espécies de *Cucurbita* sp. (abóbora). As amostras foram inseridas na câmara de testes 1 e foram calculadas as suas condutividade e susceptibilidade. Os resultados dos materiais de origem vegetal foram comparados aos valores correspondentes, descritos pelo artigo de KAO *et al.* (2008).

Os materiais de origem animal utilizados foram tecido de peito de boi sem gordura e tecido de gordura de peito de boi. As amostras foram ensaiadas na

câmara de testes 1 e as admitividades foram comparadas às de músculo de ovinos sacrificados ou material oriundo da autópsia de humanos, até 48 horas após a morte, conforme ANDREUCETTI (1997).

Para avaliar a influência da impedância de eletrodos nas duas câmaras também foram comparadas as medidas de admitividade de uma amostra de pepino aodai realizadas em ambas as câmaras de teste.

3.2 RESULTADOS

Os gráficos de *Cole-Cole* para a admitividade dos materiais ensaiados são apresentados na Figura 16 para pepino japonês e pepino aodai, Figura 17 para abóboras brasileira e italiana e Figura 18 para bananas nanica, maçã, ouro, prata, figo e banana da terra.

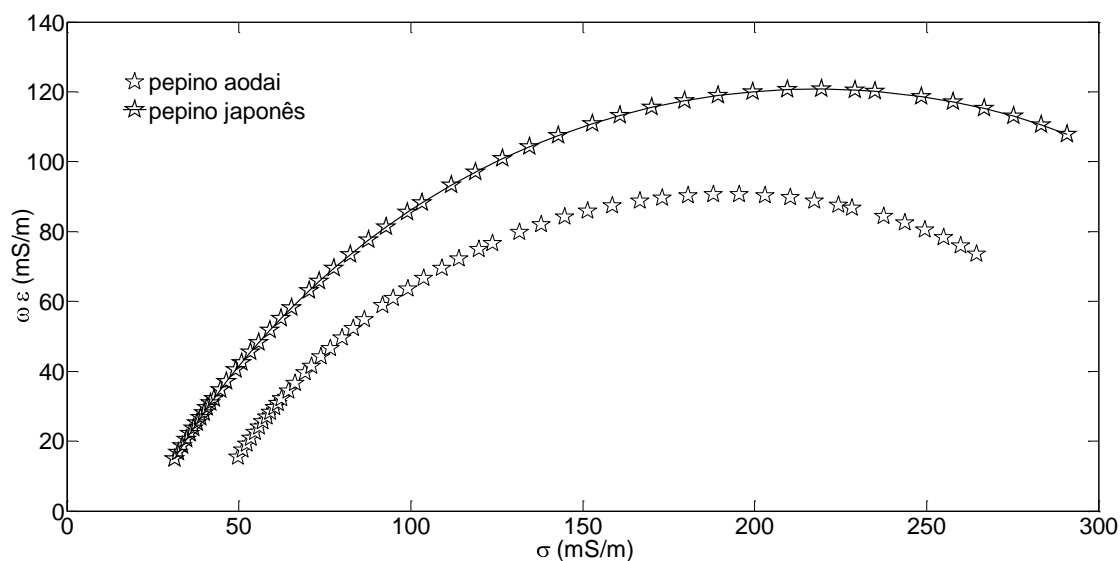


Figura 16: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) de duas variedades de pepino.

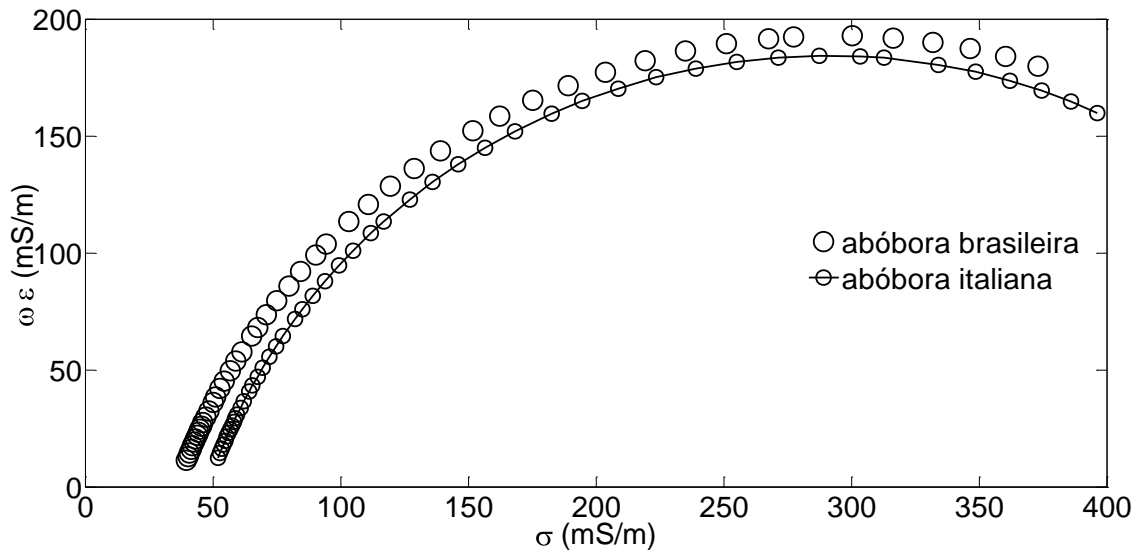


Figura 17: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) de duas variedades de abóbora.

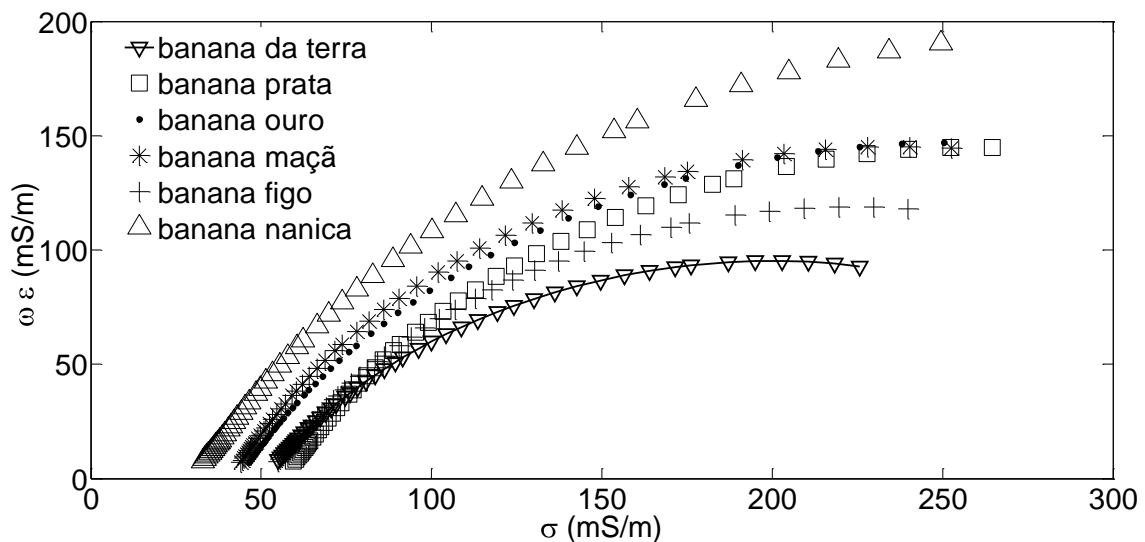


Figura 18: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) de seis variedades de banana.

A Figura 19 apresenta a comparação entre as curvas de condutividade e susceptividade dos frutos analisados no trabalho de KAO *et al.* (2008), ou seja, pepino, banana e abóbora da variedade *winter squash*, com relação ao pepino japonês, à banana da terra e à abóbora italiana, ensaiados neste trabalho. Observe que os três frutos escolhidos para o experimento foram aqueles que apresentaram maior semelhança com as medidas do trabalho de KAO *et al.* (2008).

A Figura 20 ilustra os valores de condutividade e susceptividade em uma amostra de pepino aodai, ensaiada nas câmaras 1 e 2. Estes resultados indicam a boa concordância das medidas obtidas em ambas as câmaras.

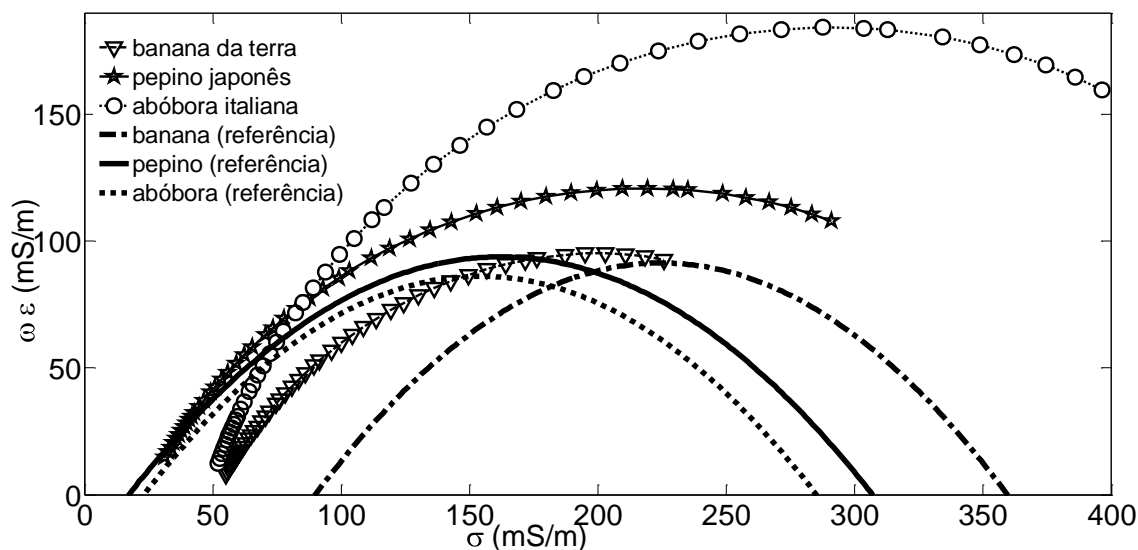


Figura 19: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) de amostras biológicas na faixa de frequência entre 5 kHz e 1 MHz. Banana da terra, pepino japonês e abóbora italiana foram ensaiados no presente trabalho. As amostras de referência foram ensaiadas por KAO *et al.* (2008).

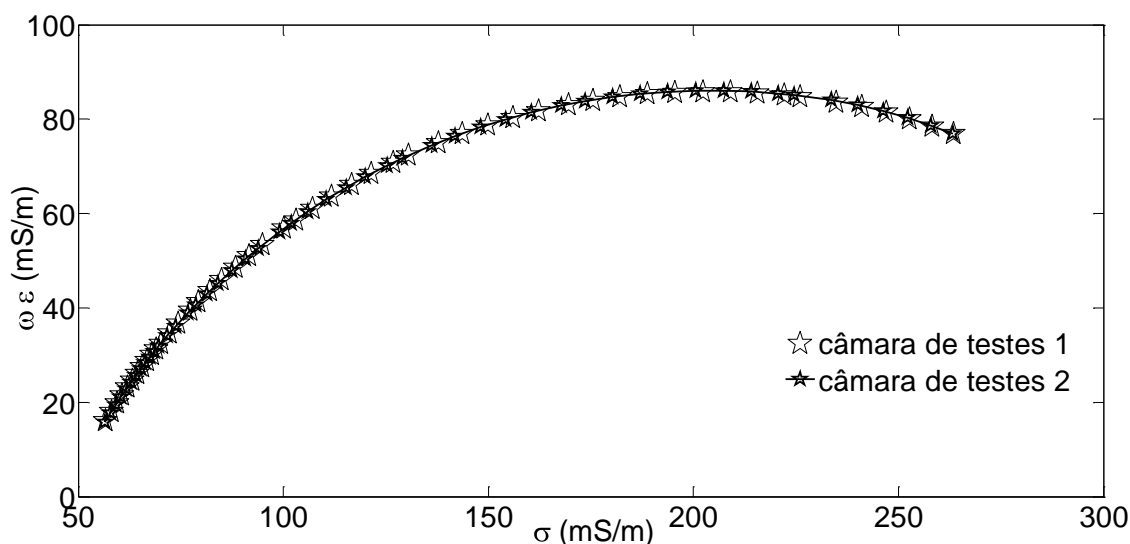


Figura 20: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) de uma mesma amostra de pepino aodai, ensaiada nas câmaras 1 e 2, na faixa de frequência entre 5 kHz e 1 MHz.

A Figura 21 e a Figura 22 ilustram a comparação entre as curvas de admitividade dos materiais biológicos de origem animal ensaiados na câmara de testes 1 e tabelados por ANDREUCETTI (1997). Pode-se observar pelos gráficos que os ensaios realizados na câmara 1 geraram resultados com curvas compatíveis e da mesma ordem de grandeza que os dados disponíveis na referência ANDREUCETTI (1997).

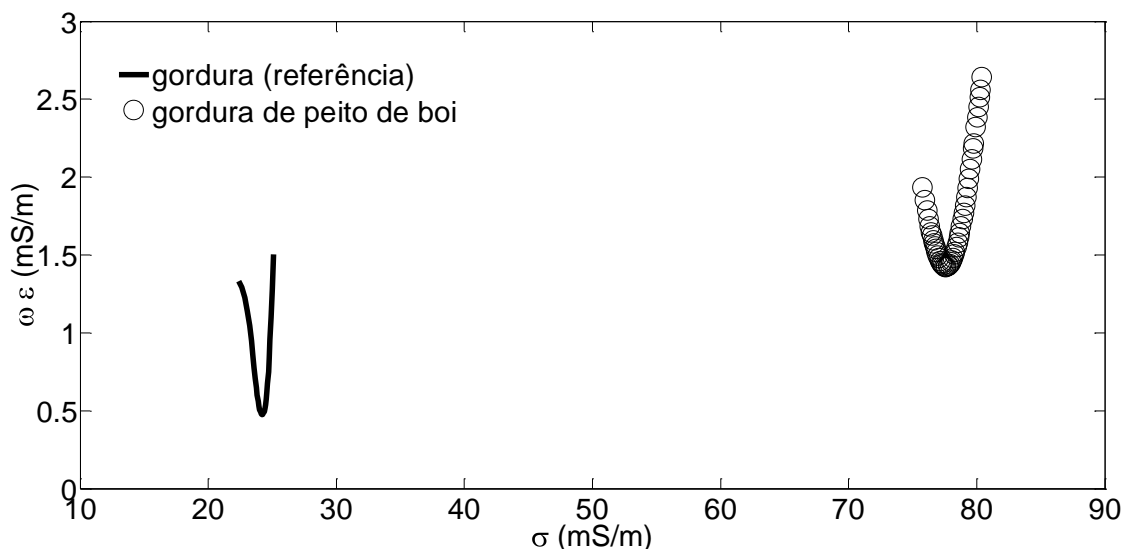


Figura 21: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) de gordura de peito de boi, ensaiada na câmara 1, e de gordura, disponibilizado por ANDREUC CETTI (1997), na faixa de frequência entre 5 kHz e 1 MHz.

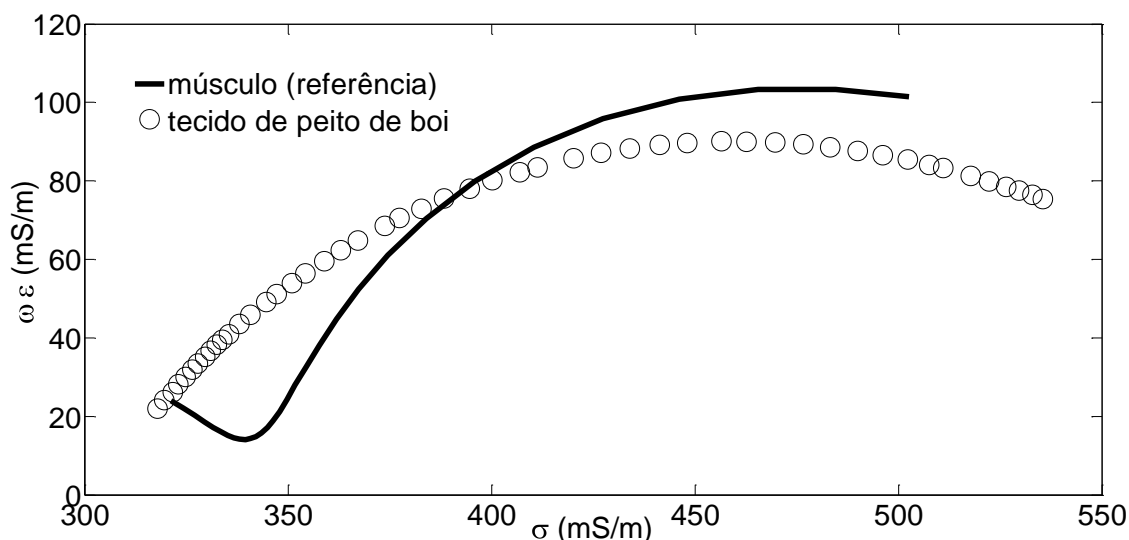


Figura 22: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) de tecido de peito de boi, ensaiado na câmara 1, e de músculo, disponibilizado por ANDREUC CETTI (1997), na faixa de frequência entre 5 kHz e 1 MHz.

3.3 DISCUSSÃO

KAO *et al.* (2008) testaram suas amostras de banana e pepino sem identificar a variedade da espécie e utilizaram uma variedade de abóbora não encontrada no Brasil, identificada como *winter squash*. As amostras utilizadas no presente trabalho foram selecionadas a partir da disponibilidade das mesmas na estação do ano em que as medidas foram realizadas. Foram analisadas duas variedades de abóbora (Figura 17), sendo selecionada a abóbora italiana para a comparação com o trabalho de KAO *et al.* (2008). Estes frutos possuem polpa macia e casca fina, de aspecto diferente da

variedade *winter squash* que apresenta a casca dura. Foram analisadas duas variedades de pepino (Figura 16), e seis variedades de banana (Figura 18), sendo selecionadas para a comparação a variedade pepino japonês e banana da terra, respectivamente.

Os valores de condutividade e susceptividade no presente trabalho apresentaram a mesma ordem de grandeza daqueles divulgados por KAO *et al.* (2008), mas foram observados diferentes graus de semelhança. Os frutos de pepino japonês foram os mais assemelhados para valores de condutividade e susceptividade (Tabela 1), seguidos dos frutos de banana da terra. As variedades de abóbora italiana e *winter squash* apresentaram pouca semelhança.

Tabela 1: Comparação entre os valores de condutividade (σ) e susceptibilidade ($\omega\epsilon$) das amostras de pepino deste estudo e obtidas por KAO *et al.* (2008)

Frequência (kHz)	σ (mS/m)		$\omega\epsilon$ (mS/m)	
	câmara de testes 1	(KAO <i>et al.</i> , 2008)	câmara de testes 1	(KAO <i>et al.</i> , 2008)
10	55,9	36,8	24,0	23,8
50	91,8	70,5	58,7	63,1
100	123,8	100,0	76,6	80
500	228,4	220,0	86,7	100

A variabilidade entre indivíduos de mesmo gênero foi observada em todos os frutos analisados neste trabalho (Figura 19), assim como em outros da literatura.

KAO *et al.* (2008) mediram o ângulo de fase da admitividade de pepinos em um sistema monofrequencial e destacaram as diferenças encontradas nos seus resultados quando comparadas aos resultados de BAGSHAW *et al.* (2001). Estes registros de ângulos de fase foram comparados às medidas de ângulo de fase das amostras de pepino japonês e pepino aodai utilizadas neste trabalho (Tabela 2). Foram observadas semelhanças entre o pepino japonês e a amostra utilizada por KAO *et al.* (2008), como pode ser visto na Tabela 1, enquanto que o ângulo de fase do pepino aodai foi compatível com a amostra testada por BAGSHAW *et al.* (2001), sugerindo que KAO *et al.* (2008) e BAGSHAW *et al.* (2001) utilizaram variedades diferentes de pepinos em seus trabalhos e que as diferenças entre as leituras não são ocasionadas por erros metodológicos.

Tabela 2: Ângulos de fase para pepino aodai e pepino japonês medidos na câmara 1, e ângulos de fase medidos para pepinos nos trabalhos de BAGSHAW *et al.* (2001) e KAO *et al.* (2008)

Referência das amostras de pepino	Frequência (kHz)	Ângulo de fase (graus)
BAGSHAW <i>et al.</i> (2001)	40	29,0
Pepino aodai	43	32,3
KAO <i>et al.</i> (2008)	40	45,0
Pepino japonês	43	41,7

Outra possibilidade para explicar as diferenças entre admitividades seria um erro na medida causada pelo uso do *Hydra* 4200 como um sistema bipolar de medida. Neste caso, a impedância de eletrodo estaria somada à impedância da amostra alterando o valor das admitividades. A análise dos dados relativos ao ensaio de uma mesma amostra (Figura 20) de pepino aodai com as duas câmaras de teste desenvolvidas permite concluir que esta influência não existe. Nos dados apresentados na Figura 20 não é possível observar diferenças significativas entre as medidas realizadas com os dois sistemas. Isto ocorreu mesmo com o uso de eletrodos de diferentes tipos (um metálico – câmara de teste 1 – e outro com tecido condutor usado para o acoplamento entre a amostra e o eletrodo metálico – câmara de teste 2) nas duas câmaras. Este resultado também permite concluir que ambas as câmaras podem ser utilizadas para ensaiar as amostras produzidas.

GABRIEL *et al.* (1996b) compararam a condutividade (σ) e permissividade relativa (ϵ_r) de tecidos de animais, incluindo humanos, na faixa de frequências entre 10 Hz e 10 MHz. Os autores verificaram que as diferenças entre medidas para uma mesma espécie animal são mais relevantes do que as variações observadas entre espécies. A afirmação dos autores corrobora com os resultados obtidos no ensaio realizado com a câmara de testes 1 para amostras de tecido de gordura de peito de boi (Figura 21) e tecido de peito de boi (Figura 22). Mesmo envolvendo espécies diferentes, foi possível identificar, por comparação com os dados disponibilizados por ANDREUCETTI (1997), as curvas de admitividade de gordura e de músculo.

Por outro lado, GABRIEL *et al.* (1996b) também destacaram que as diferenças de bioimpedância entre tecidos de uma mesma espécie estão relacionadas a

fatores como a função fisiológica que exercem e a concentração de água. Estas diferenças também foram observadas nas amostras ensaiadas. O tecido adiposo tem baixa concentração de água (FAES *et al.*, 1999), sendo portanto, menos condutivo que o tecido muscular. O tecido muscular, por sua vez, apresentou maior anisotropia dentre os dois tecidos ensaiados, o que foi ratificado pelos valores de referência de GABRIEL *et al.* (1996b).

3.4 CONCLUSÕES

As duas câmaras, mesmo com eletrodos distintos, podem ser utilizadas de forma intercambiável, pois os resultados das medições realizadas com elas foram iguais. Assim, a impedância de eletrodos para as duas câmaras foi desprezível e não afetou as medições.

O sistema de medidas desenvolvido para este trabalho pode ser utilizado para a caracterização de *phantoms* de bioimpedância, tendo apresentado sensibilidade suficiente para distinguir diversas variedades de tecidos de animais e vegetais. As características multifrequenciais do sistema permitem uma avaliação mais ampla das amostras identificando diferenças nem sempre possíveis com sistemas monofrequenciais.

O sistema de medidas foi capaz de registrar as diferenças entre os tecidos de origem animal que se assemelharam aos tecidos correspondentes do trabalho de GABRIEL *et al.* (1996b), comprovando que o sistema de medidas é capaz de detectar corretamente as admitividades (condutividade e permissividade) dos tecidos na faixa de frequência.

CAPÍTULO 4

ENSAIO DE MATERIAIS

Neste capítulo são apresentados diversos materiais investigados como candidatos à confecção dos *phantoms* de gordura, coração e pulmão. São descritos os ensaios, algumas misturas destes materiais e os critérios de seleção empregados para a escolha daqueles que serão utilizados na confecção dos *phantoms*. Os resultados obtidos são discutidos, justificando a escolha final dos materiais e misturas. Todos os materiais ensaiados já foram citados em trabalhos anteriores de caracterização de materiais, confecção de eletrodos, confecção de *phantoms* para estudos em radiofrequência (RF), radioterapia, ou outros. Nenhum trabalho, entretanto, foi encontrado com a descrição de misturas para bioimpedância na faixa de frequências desejada, nem para os *phantoms* que se deseja construir, o que motiva em parte este trabalho.

Foram ensaiados dois grupos de materiais, o primeiro para a composição da base dos *phantoms* e o segundo formado por materiais aditivos, capazes de aumentar as características de condutividade e permissividade da base de *phantoms*. Com as misturas de menor condutividade (base dos *phantoms*), esperava-se obter resultados de admitividade semelhantes aos da gordura e um modelo com consistência gelatinosa, fácil de moldar e manipular. Já os aditivos incorporados a estas misturas deveriam ser capazes de transformar o *phantom* de gordura em *phantoms* de pulmão e coração.

Por esta característica sequencial, neste capítulo também são apresentados resultados de forma sequenciada. Num primeiro momento é descrita a investigação dos materiais para compor o *phantom* base para a gordura. Após, com uma base já escolhida, são apresentados os resultados dos aditivos.

Na preparação de todas as misturas deste trabalho, a proporção entre as massas dos materiais foi baseada na capacidade de dispersão dos mesmos. Todos os materiais foram pesados com a balança AY220 (Marte-Shimadzu, Brasil). A água deionizada utilizada em todos os experimentos foi produzida pelo Sistema de Ultrapurificação de Água, modelo PURELAB (ELGA, Brasil).

4.1 BASE PARA *PHANTOM* DE GORDURA

4.1.1 *Materiais e Métodos*

Para a composição da base de *phantoms*, *phantom* de gordura, foram ensaiados os seguintes materiais: agar (Vetec, Brasil); AHG (Royal, Brasil); glicerina (B. Herzog, Brasil); parafina (B. Herzog, Brasil); PVCP, *polyvinyl chloride-plastisol* (*M-F Manufacturing Company, Inc, EUA*); cola de PVA (Compactor, Brasil); cola *epoxy* (Tecpox, Brasil) e goma arábica (Asuper Radex, Brasil). Também foram ensaiadas amostras de arroz triturado, arroz triturado e torrado (Josapar, Brasil), pó de alumina (Alcoa, Brasil), isopor (Isoterm, Brasil) e pó de PVC (Tiletron, Brasil). Estes materiais, sabidamente isolantes, foram adicionados a uma mistura base de gelatina e glicerina com o intuito de avaliar seus efeitos sobre a permissividade dos *phantoms*. Todas as misturas avaliadas quanto à admitividade são apresentadas na Tabela 3.

Dentre os materiais analisados, o pó de agar (LEE *et al.*, 2007, KAO *et al.*, 2008) e a AHG (OH *et al.*, 2008) já foram utilizadas em *phantoms* para a avaliação e calibração de equipamentos de EIT na faixa de frequências entre 10 Hz e 500 kHz. O pó de PVC foi utilizado por CHOU *et al.* (1984) na preparação de tecido mimetizador de músculo para a faixa de frequências de 13,56 MHz a 2.450 MHz. KATO, ISHIDA (1987) também utilizaram o pó de PVC na produção de um *phantom* adaptado à simulação de vários tecidos na faixa de frequência entre 5 MHz e 40 MHz, com a finalidade de controlar a permissividade do *phantom*. CHOU *et al.* (1984) citaram também a aplicação de alumina calcinada para controle da permissividade. O ensaio com arroz triturado e arroz triturado e torrado foi motivado pelas propriedades dielétricas descritas na literatura (NELSON *et al.*, 1994) para grãos na faixa de frequências acima de 10 MHz. Estes trabalhos tinham aplicação na agricultura, e não foram encontrados relatos na literatura sobre a utilização destes materiais em *phantoms* de bioimpedância. A cola de *epóxi* foi utilizada por CESPEDES *et al.* (1996) como base para a construção de sensores eletroquímicos. HAGMANN *et al.* (1992) adicionaram glicerina a outras misturas para a produção de *phantoms* de músculo nas frequências abaixo de 100 MHz e com o objetivo de controlar a permissividade do modelo. Dos trabalhos em ultrassom vieram a parafina, utilizada por VIEIRA (2012) e o PVCP, utilizado por SPIROU *et al.* (2005).

Tabela 3: Frações mássicas (valores percentuais) de todas as misturas avaliadas para a formação do *phantom* base

Mistura	B1	B2	B3	B4	B5	B6	B7	B8	B9	B10	B11	B12	B13
água deionizada	96	96						67	60,3	60,3	60,3	60,3	64,32
pó de agar	4												
AHG		4						5,5	4,95	4,95	4,95	4,95	5,28
glicerina								27,5	24,75	24,75	24,75	24,75	26,4
parafina			100										
PVCP				100									
cola de PVA					100								
cola de <i>epoxi</i>						100							
goma arábica							100						
arroz triturado									10				
arroz triturado/ torrado										10			
pó de alumina											10		
isopor												10	
pó de PVC													4

As misturas B1 e B2 (Tabela 3) foram preparadas em recipiente de vidro temperado onde o pó de agar ou de gelatina foi dissolvido na água deionizada, à temperatura ambiente, utilizando colher de aço inoxidável, até a sua dissolução completa. A seguir, a mistura foi levada ao forno de micro-ondas modelo ME18S (Electrolux, Brasil), pelo tempo de 150 segundos, com potência ajustada à 90%. Ao final do cozimento, as amostras foram acondicionadas diretamente no compartimento cilíndrico e levadas à geladeira, por quatro horas. A seguir, foram retiradas e deixadas à temperatura ambiente por uma hora para a realização das medidas de admitividade.

As misturas B8 à B13 foram preparadas em recipiente de vidro

temperado. A glicerina foi incorporada à gelatina AHG, previamente preparada, e o conteúdo foi misturado em recipiente de vidro temperado utilizando uma colher de aço inoxidável. Os demais materiais foram misturados à base de gelatina. A seguir todas as amostras foram acondicionadas diretamente nos compartimentos de acrílico e levadas à geladeira por dez horas. Após este período, os compartimentos foram retirados da geladeira e deixados à temperatura ambiente por uma hora, para só então serem avaliados. Todas as misturas apresentaram textura firme de tonalidade amarelo transparente e isenta de bolhas.

Antes de analisar a admitividade das misturas da Tabela 3, foi adicionado a cada uma delas NaCl, grafite ou negro de fumo com o intuito de avaliar a consistência das misturas quando da adição de materiais de alta condutividade. O NaCl foi adicionado a uma proporção de 1% e o grafite e o negro de fumo a uma proporção de 4%. Para este ensaio não foram realizadas medidas de admitividade, mas foram descartadas as misturas que não apresentaram consistência adequada após a incorporação dos aditivos citados.

4.1.2 Resultados

Os materiais que já haviam sido avaliados por outros trabalhos (misturas B1 e B2 com gelatinas de origem animal e vegetal) apresentaram textura adequada à moldagem de *phantoms*. Entretanto, a mistura com agar (B1) não apresentou textura apropriada quando foram adicionados a ela sal e grafite, apresentando perda de água e durabilidade menor que 1 dia. A gelatina de origem animal (B2), quando enriquecida com os aditivos NaCl e grafite, apresentou textura porosa e também foi descartada.

As misturas que incluíram parafina (B3) e PVCP (B4) apresentaram impedância tão alta que não foi possível obter registro com o *Hydra 4200* e, portanto, foram descartadas.

Com relação às colas (misturas B5, B6 e B7), relatadas em trabalhos anteriores como base para eletrodos, apesar de não poderem ser acondicionadas no compartimento de acrílico, foram modeladas em forma de cilindros com diâmetro de 5 cm e espessura de 5 mm. As medidas revelaram uma condutividade maior no momento da confecção dos cilindros, mas, após a estabilização da mistura pela secagem do material à temperatura ambiente, a perda de água transformou as amostras em cilindros compactos e rígidos, de impedância alta, maior do que a capacidade de medida

do Hydra 4200. As amostras foram, então, descartadas.

A mistura B8 (formada por gelatina animal acrescida de glicerina) apresentou consistência apropriada para a moldagem mecânica dos *phantoms* e admitividade compatível com a da gordura. A consistência destes *phantoms* permaneceu praticamente inalterada mesmo com a adição de sal, grafite ou negro de fumo.

As misturas B9 a B13, de um modo geral, não apresentaram boa dispersão. Foram mantidas para avaliação do efeito condutivo e permissivo aquelas compostas de arroz (B9 e B10) e pó de PVC (B13). As misturas B11 (com alumina calcinada) e B12 (com isopor) foram descartadas de imediato por não apresentarem a homogeneidade necessária para a mistura.

Os resultados da avaliação das bases B8, B9 e B13 são apresentados na (Figura 23). Como não foi registrada diferença significativa entre as admitividades das misturas B9 e B10, apenas os valores referentes a B9 são apresentados na Figura 23.

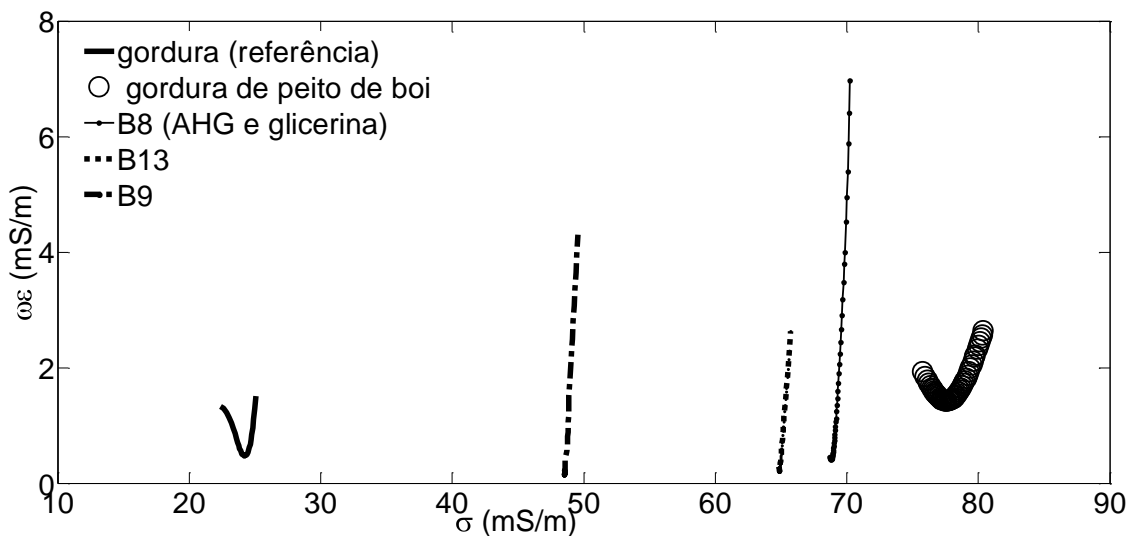


Figura 23: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) das misturas B8 (AHG e glicerina), B9 (AHG, glicerina e arroz triturado e moído), B13 (AHG, glicerina e pó de PVC), gordura animal obtida do trabalho de ANDREUCETTI (1997) (referência) e do ensaio realizado na câmara de testes 1 com gordura de peito de boi.

4.1.3 Discussão

Como era de se esperar, pelos experimentos de LEE *et al.* (2007) e OH *et al.* (2008), que já haviam medido a condutividade complexa de misturas à base de gelatina, para calibração de equipamentos na faixa β , e pelo trabalho de QIAO *et al.* (2007), que utilizaram gelatinas para a produção de *phantoms*, estas misturas não são estáveis quando NaCl é adicionado para aumento da condutividade. A utilização de sal

nas misturas incrementa a condutividade, mas promove a difusão iônica e a perda de água algumas horas após o preparo da mistura, inutilizando os *phantoms* (OH *et al.*, 2008, LEE *et al.*, 2007).

No presente trabalho, como alternativa, apresenta-se um *phantom* à base de AHG e glicerina (B8), que se manteve estável mesmo após a adição de NaCl. Este *phantom*, entretanto, dispensou a adição de sal, uma vez que esta base apresentou resultados dentro da faixa que caracteriza o tecido de gordura, tecido de baixa admitividade (Figura 5), objeto deste trabalho. Esta mistura também melhorou a dispersão de outros materiais (grafite HC30 e negro de fumo), adicionados posteriormente para a caracterização de *phantoms* de tecidos de pulmão e coração (ver Figura 29 e Figura 30). HAGMANN *et al.* (1992) também utilizaram agentes gelatinosos para prevenir a segregação dos componentes sólidos das misturas, tais como pó de PVC e pó de alumina calcinada, utilizados no controle da permissividade de *phantoms* de músculo nas frequências abaixo de 100 MHz.

Na Figura 23 foram comparados os resultados obtidos com três misturas, utilizando a base de gelatina e glicerina na forma pura ou enriquecida tanto com pó de PVC quanto com arroz triturado. Os resultados foram comparados aos valores de referência para a gordura, obtidos do trabalho de ANDREUCETTI (1997) e as medidas de gordura de peito de boi. Como o objetivo foi selecionar a melhor mistura para a produção do *phantom* de gordura e as admitvidades de todas as três misturas foram muito parecidas com as da gordura, optou-se pela mistura mais simples, à base de gelatina animal e glicerina (B8).

4.1.4 Conclusão

A mistura à base de gelatina animal e glicerina apresentada na Tabela 3 (mistura B8) pode ser utilizada como um *phantom* de gordura para estudos de bioimpedância na faixa de frequências β , sem a necessidade de adição de sal ou qualquer outro material.

A mistura de glicerina e gelatina animal (mistura B8) apresentou, depois de fria, textura e homogeneidade apropriadas para a moldagem mecânica dos *phantoms*.

4.2 ADITIVOS PARA *PHANTOMS* DE PULMÃO E CORAÇÃO

4.2.1 *Materiais e Métodos*

Para a produção dos *phantoms* de pulmão e coração, foram adicionados à mistura base de gelatina e glicerina alguns materiais de mais alta condutividade: NaCl (Vetec, Brasil); grafite *Micrograf* HC30 (Nacional de grafite Ltda, Brasil) cujas especificações estão no apêndice II; grafite *Micrograf* HC11 (Nacional de grafite Ltda, Brasil) e negro de fumo (B. Herzog, Brasil) cujas especificações estão no apêndice III. Os grafites e o negro de fumo são utilizados no desenvolvimento de compósitos destinados à construção de sensores eletroquímicos, nas proporções entre 5% e 95% da massa total, sempre misturados a bases sintéticas como *epoxy* e silicone (CESPEDES *et al.*, 1996). Os dois grafites *Micrograf* apresentam concentração de carbono maior que 99%. O grafite malha 140 (grafite m140), que contém acima de 20% de impurezas, foi utilizado neste trabalho para efeito de comparação com o trabalho de KAO *et al.* (2008), que optaram pelo grafite sintético (nas frações de 2%, 4%, 10% e 20%) como aditivo aos blocos de agar salinizados para o incremento da admitividade. Com os grafites ultrapuros (*Micrograf*), especialmente o HC30, esperava-se um aumento significativo de condutância e susceptividade, ao passo que com o grafite m140 e o negro de fumo, ambos com mais do que 20% de impurezas, esperava-se um incremento mais discreto para ambos os parâmetros. Assim, foram avaliadas diversas proporções de grafite HC30 e negro de fumo e apenas uma proporção de grafite HC11 e grafite m140 para efeito de comparação.

As frações mássicas dos materiais empregados neste trabalho para a produção das misturas mais condutivas são apresentadas na Tabela 4 e foram baseadas nos ensaios registrados na literatura (KAO *et al.*, 2008), limitando a concentração máxima de cada aditivo da mistura a valores compatíveis com a capacidade de dispersão no meio.

Para a homogeneização das densas misturas preparadas com grafite e negro de fumo foi utilizado um adaptador para a furadeira de bancada (*Schulz pratika* FSB 13P) composto por um pote de *teflon* e um eixo com pá de *teflon* (Figura 24). O eixo foi acoplado na furadeira de bancada e a pá de *teflon* posicionada dentro do copo de *teflon*. A seguir, a furadeira foi ligada em baixa rotação, por cerca de 10 segundos para homogeneização das misturas. Todo o procedimento de preparo das misturas com

grafite e negro de fumo foi realizado com equipamentos de segurança, máscara e luvas de proteção.

Tabela 4: Frações mássicas (valores percentuais) dos aditivos à mistura base de gelatina e glicerina

Misturas	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10	A11	A12	A13	A14	A15
NaCl	1														
Negro de fumo		2	4	6	10	12							4	7	
Grafite HC30							2	4	6	10	12		4	7	
Grafite HC11												10			
Grafite m140															10

A mistura base de gelatina e glicerina corresponde à mistura B8 na Tabela 3.

Após a homogeneização das misturas, os materiais selecionados foram acondicionados nos compartimentos de acrílico (Figura 13a) e levados à geladeira por pelo menos cinco horas. Após serem retirados da geladeira, permaneceram à temperatura ambiente por cerca de uma hora, antes de serem avaliados.



Figura 24: Fotografia do pote para misturas de materiais e misturador (eixo acoplado à furadeira de bancada).

4.2.2 Resultados

A admitividade para a mistura com aditivos A1 (1% de NaCl) é apresentada na Figura 25. Observa-se um aumento de cerca de 35 vezes na

condutividade e de cerca de 15 vezes na susceptividade da mistura base (B8).

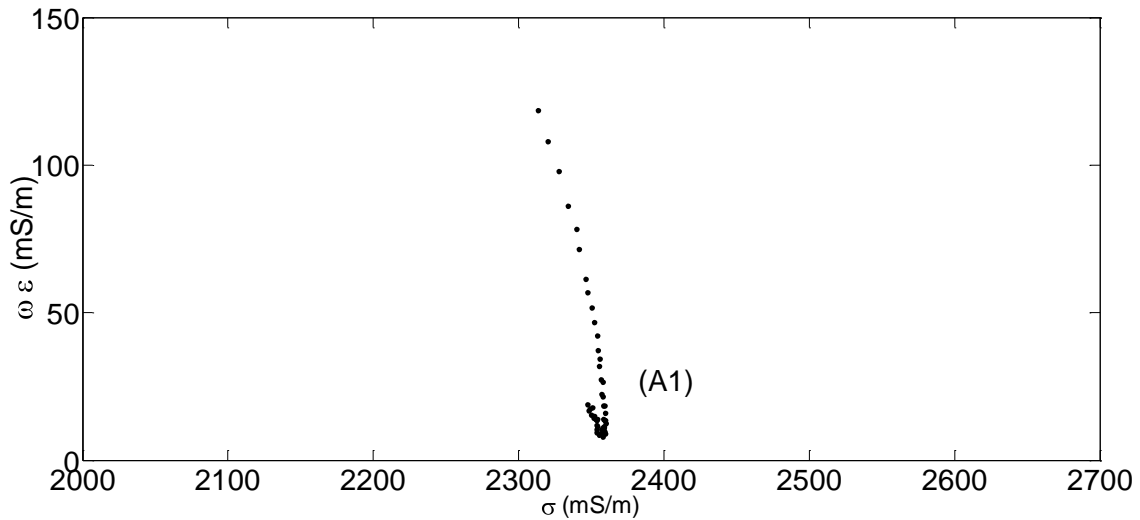


Figura 25: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega \epsilon$) da mistura com aditivo A1 (base de gelatina e glicerina com 1% de NaCl).

A Figura 26 permite comparar as admitividades das misturas com os aditivos negro de fumo (A5), grafite HC30 (A10), grafite HC11 (A12) e grafite m140 (A15) nas frações de 10% e a admitividade de referência para gordura obtida de ANDREUCETTI (1997). Dentre os três grafites, o HC30 proporcionou a maior condutividade para a faixa da frequência de interesse. O negro de fumo e o grafite m140 apresentaram as mais baixas susceptividades e o grafite m140 as mais baixas condutividades.

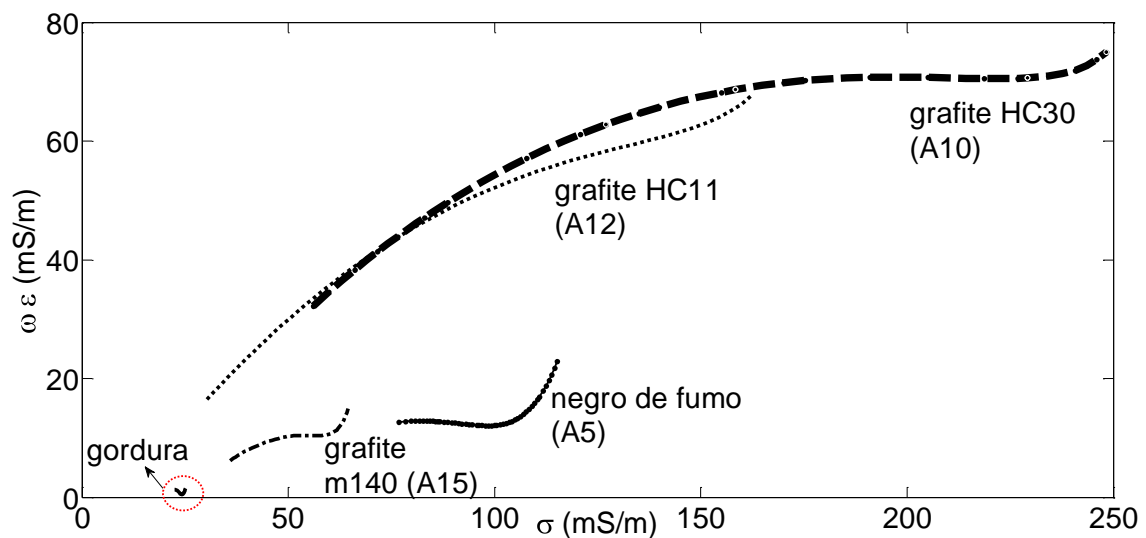


Figura 26: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega \epsilon$) das misturas com aditivos negro de fumo (A5), grafite HC30 (A10), grafite HC11 (A12) e grafite m140 (A15) nas frações mássicas de 10%.

A Figura 27 apresenta as admitividades para a base de gelatina e glicerina (B8), para as misturas com aditivos A2 a A6 (negro de fumo nas frações mássicas de 2%, 4%, 6%, 10% e 12%) e a admitividade de referência para pulmão inflado obtida de ANDREUCETTI (1997).

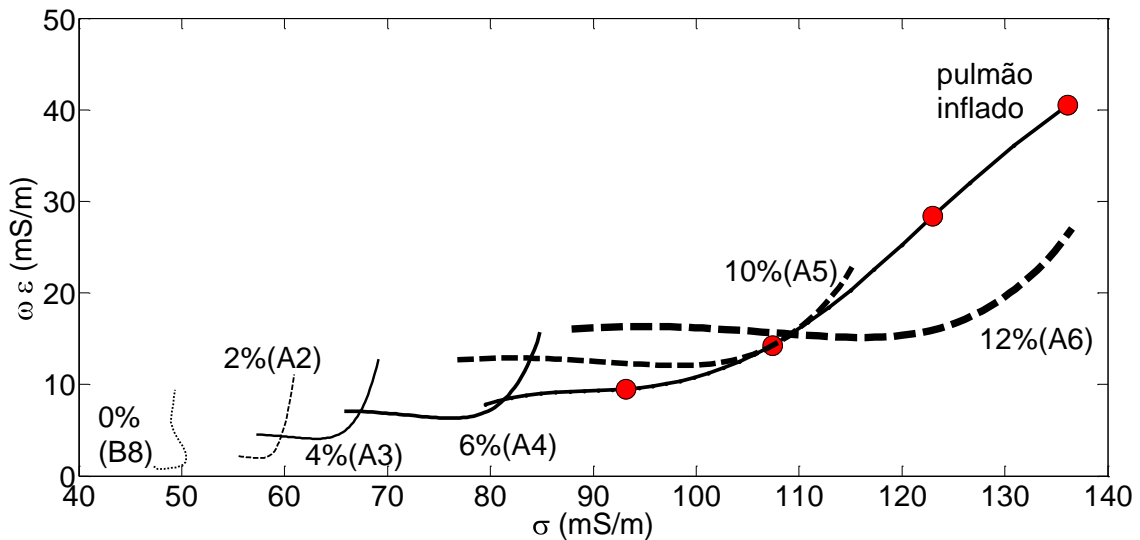


Figura 27: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) da mistura base de gelatina e glicerina pura (B8) e com o aditivo negro de fumo nas frações mássicas de 2% (A2), 4% (A3), 6% (A4), 10% (A5) e 12% (A6).

A Figura 28 apresenta as curvas de admitividade para a mistura base de gelatina e glicerina (B8), para as misturas com aditivos A7 a A11 (grafite HC30 nas frações mássicas de 2%, 4%, 6%, 10% e 12%) e a admitividade de referência para coração obtida de ANDREUCETTI (1997).

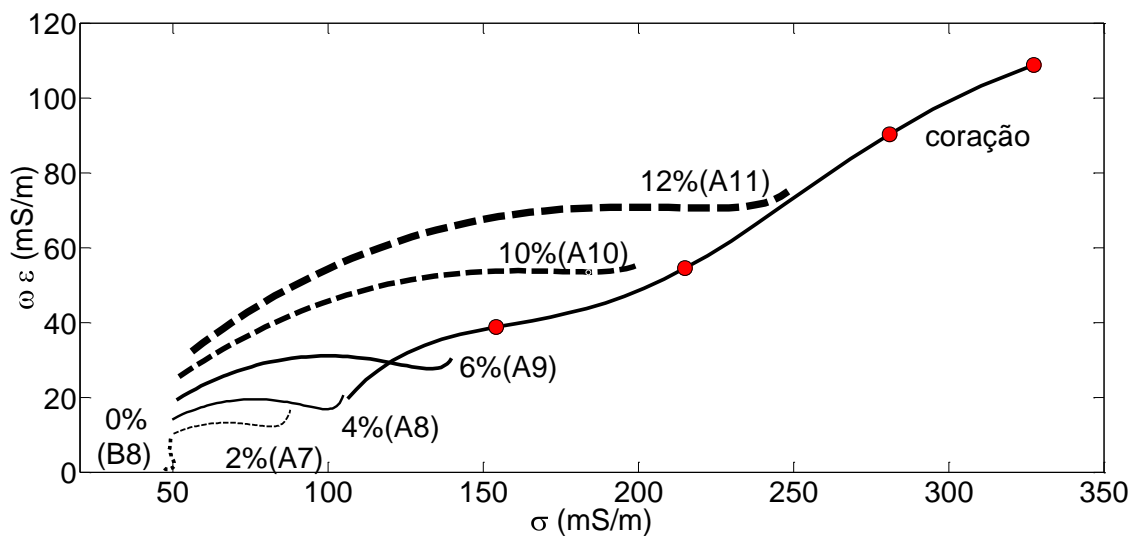


Figura 28: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) da mistura base de gelatina e glicerina pura (B8) e com o aditivo HC30 nas frações mássicas de 2% (A7), 4% (A8), 6% (A9), 10% (A10) e 12% (A11).

A Figura 29 apresenta as admitividades das misturas com aditivos A6 (12% de negro de fumo) e A13 (4% de negro de fumo e 4% de grafite HC30) comparadas com as admitividades de referência para pulmão inflado e pulmão sem ar obtidas de ANDREUC CETTI (1997).

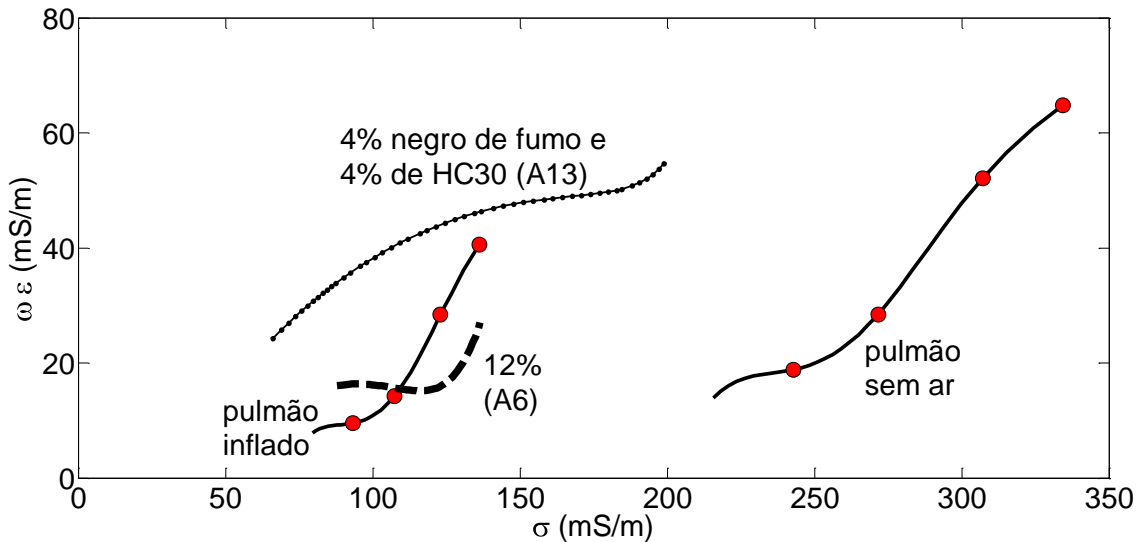


Figura 29: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) das misturas com aditivos A6 (12% de negro de fumo) e A13 (4% de negro de fumo e 4% de grafite HC30) e de pulmão (ANDREUC CETTI, 1997).

A Figura 30 apresenta as admitividades das misturas com aditivos A11 (12% de grafite HC30) e A14 (7% de negro de fumo e 7% de grafite HC30) comparadas com a admitividade de referência para coração.

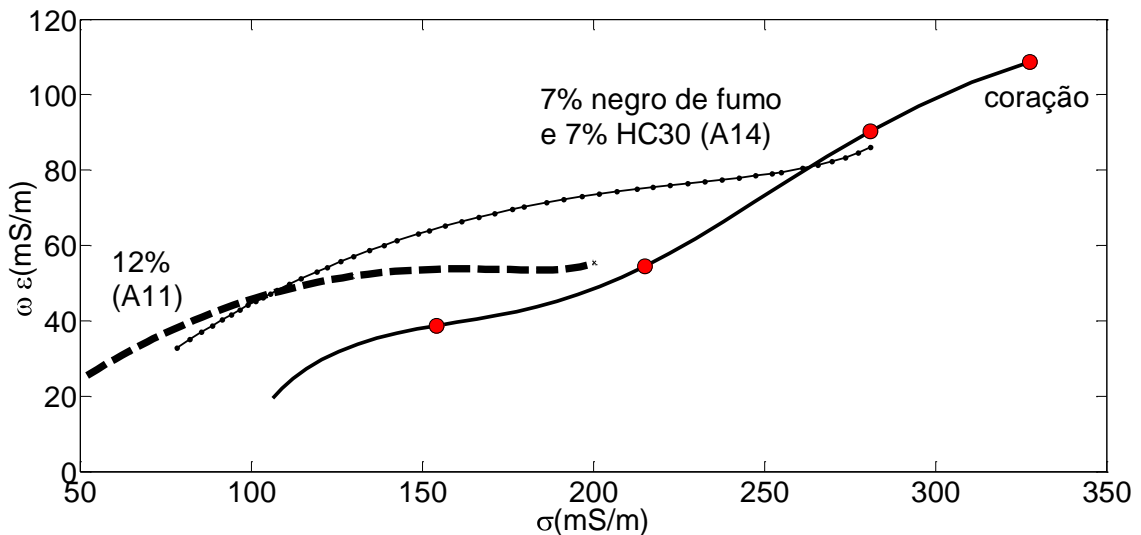


Figura 30: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) das misturas com aditivos A11 (12% de grafite HC30) e A14 (7% de negro de fumo e 7% de grafite HC30) e de coração (ANDREUC CETTI, 2007).

4.2.3 Discussão

A adição de sal à base de gelatina e glicerina (mistura A1) aumentou a admitividade da mistura tornando-a excessivamente condutiva e muito susceptiva (Figura 25). As admitvidades obtidas com a mistura foram 4 vezes maiores que as admitvidades do sangue e 8 vezes maiores que as admitvidades do coração, tornando o *phantom* pouco útil. Concentrações menores de NaCl poderiam ser utilizadas reduzindo os efeitos indesejados deste aditivo, porém resultados promissores foram encontrados apenas com a adição de grafite e negro de fumo, o que também melhora a consistência das amostras e reduz a perda de água.

A fim de estabelecer um critério de comparação entre os materiais, foram realizados ensaios com negro de fumo e três tipos de grafite (grafite malha 140 com impurezas, grafite HC30 e grafite HC11, todos com alto teor de carbono) nas frações mássicas de 10% (misturas com aditivos A5, A10, A12 e A15). Como era de se esperar, as misturas com grafite HC30 e HC11 apresentaram os maiores valores de admitividade (Figura 26) para toda a faixa de frequências estudadas (característica esta vinculada ao elevado grau de pureza destes grafites expandidos). Também observou-se, como era de se esperar, uma semelhança no comportamento do negro de fumo e do grafite m140.

Foi observado, em todos os casos de adição de grafite e negro de fumo, o incremento da admitividade (tanto condutividade quanto susceptividade) em todas as frequências da faixa de interesse. Com os valores obtidos (Figura 26) observa-se que não é necessário o uso de NaCl para enriquecer a mistura base e torná-la semelhante, do ponto de vista elétrico, aos tecidos de pulmão e coração. Adicionalmente, o uso de glicerina e grafite na mistura base de gelatina animal parece aumentar a durabilidade das misturas (ver capítulo 5).

Na caracterização de *phantom* de coração, dentre os materiais ensaiados, a mistura com aditivo A11 (12% de grafite HC30) apresentou resultados próximos aos encontrados por ANDREUCCETTI (2007), mas a mistura A14 (com 7% de negro de fumo e 7% de grafite HC30) foi a que apresentou maior semelhança com esse tecido (Figura 30). Esta mistura, então, foi escolhida para representar os tecidos cardíacos.

Já para a caracterização de *phantom* de pulmão, dentre os materiais ensaiados, o negro de fumo à 12% (mistura com aditivo A6) foi a que apresentou maior semelhança com o tecido inflado (Figura 29). Entretanto, optou-se pela utilização de

uma mistura com aditivos mistos, como a usada para o *phantom* de coração, cujos resultados são semelhantes aos dos tecidos pulmonares. Esta mistura apresenta mais variação de condutividade com a frequência do que o pulmão inflado, mas as variações de susceptividade são mais parecidas com as do pulmão sem ar. Assim, a mistura com aditivos A13 (4% de negro de fumo e 4% de grafite HC30) foi utilizada para representar o tecido de pulmão. Estas composições foram escolhidas com base no interesse em conhecer o comportamento dos materiais quando misturados e, com isso, analisar o seu aproveitamento na caracterização de *phantoms* de outros tecidos biológicos.

4.2.4 Conclusão

Os aditivos grafite HC30 e negro de fumo influenciaram a condutividade e susceptividade de forma concomitante, apenas pelo controle das frações mássicas destes materiais. Para mimetizar o tecido de pulmão, a melhor mistura foi aquela com os aditivos grafite Micrograf HC30 e negro de fumo, ambos com frações mássicas de 4% (mistura com aditivos A13). Para mimetizar o tecido de coração, a melhor mistura foi aquela com os aditivos grafite Micrograf HC30 e negro de fumo, ambos com frações mássicas de 7% (mistura com aditivos A14). Outros tecidos poderiam ser mimetizados pela combinação dos componentes apresentados neste estudo, principalmente o grafite HC30 e o negro de fumo.

CAPÍTULO 5

AVALIAÇÃO DE MISTURAS

Este capítulo apresenta a avaliação longitudinal das misturas selecionadas no capítulo 4 para a construção de *phantoms* de bioimpedância. São descritos o planejamento da avaliação longitudinal, o processo de produção das amostras de cada mistura selecionada e a rotina de acompanhamento da evolução das propriedades das misturas durante quinze dias. Durante o estudo longitudinal, as amostras foram subdivididas em três conjuntos que foram conservados de formas distintas, tendo-se em vista a avaliação da forma de conservação.

5.1 MATERIAIS E MÉTODOS

5.1.1 A produção dos *phantoms*

O estudo longitudinal acompanhou o envelhecimento de 27 amostras acondicionadas nos compartimentos de acrílico, previamente numerados para identificação (Tabela 5). Foram preparados 9 *phantoms* de gordura (mistura base de gelatina e glicerina), 9 de pulmão (mistura base com 4% de negro de fumo e 4% grafite HC30) e 9 de coração (mistura base com 7% de negro de fumo e 7% de grafite HC30), conforme descrito no capítulo 4.

Cada conjunto de amostras de um mesmo *phantom* foi subdividido em três. Cada subconjunto, de 3 amostras, foi preservado em ar ambiente (entre 20 e 30°C), ar refrigerado (em geladeira a 5 °C) ou em solução salina 0,9% à temperatura ambiente (entre 20 °C e 30 °C), conforme a distribuição apresentada na Tabela 5. As amostras mantidas fora da solução salina foram conservadas embaladas em filme de PVC (Wyda, Brasil), para evitar a evaporação de água.

A massa total de cada componente empregado para a produção dos *phantoms* é apresentada na Tabela 6. A mistura de gelatina e glicerina, base para todos os *phantoms*, foi preparada uma única vez, um dia antes da preparação das amostras, e mantida sob refrigeração (em geladeira a 5 °C) em recipiente de vidro coberto por filme plástico de PVC. Antes da preparação das amostras a mistura foi aquecida em banho-maria até derreter. As 27 amostras, foram acondicionadas nos respectivos

compartimentos de acrílico que, por sua vez, foram montados sobre uma placa de vidro recoberta com uma fina camada de óleo mineral (Musa, Brasil), conforme ilustra a Figura 31.

Tabela 5: Distribuição das 27 amostras numeradas entre os tipos de mistura e o modo de conservação

<i>Phantom</i>	Modo de conservação								
	Ar ambiente (20°C a 30°C)			Ar refrigerado (5°C)			Solução salina (0,9%)		
Gordura	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Pulmão	10	11	12	13	14	15	16	17	18
Coração	19	20	21	22	23	24	25	26	27

Tabela 6: Massas (g) dos materiais utilizados nas misturas para cada *phantom*

	Gordura	Pulmão	Coração
Água deionizada	195,5	202,86	189,63
AHG	15,96	16,56	15,48
Glicerina	81,13	84,18	78,69
Grafite HC30	0,0	13,2	23,1
Negro de fumo	0,0	13,2	23,1

A mistura para o *phantom* de gordura, de aspecto fluido, foi acondicionada delicadamente nos compartimentos de acrílico que, por sua vez, foram pressionados sobre a placa de vidro, a fim de evitar o vazamento da mistura, até o endurecimento da base de gelatina. As misturas para *phantom* de pulmão, de consistência ligeiramente pastosa, e para *phantom* de coração, mais consistente, foram acondicionadas nos seus compartimentos com o auxílio de uma espátula. Após o acondicionamento das misturas nos 27 compartimentos, a placa de vidro foi levada à refrigeração por 5 horas, a fim de acelerar o endurecimento das misturas. Ao término deste período os compartimentos foram envolvidos por filme de PVC e armazenados conforme o planejamento da Tabela 5.

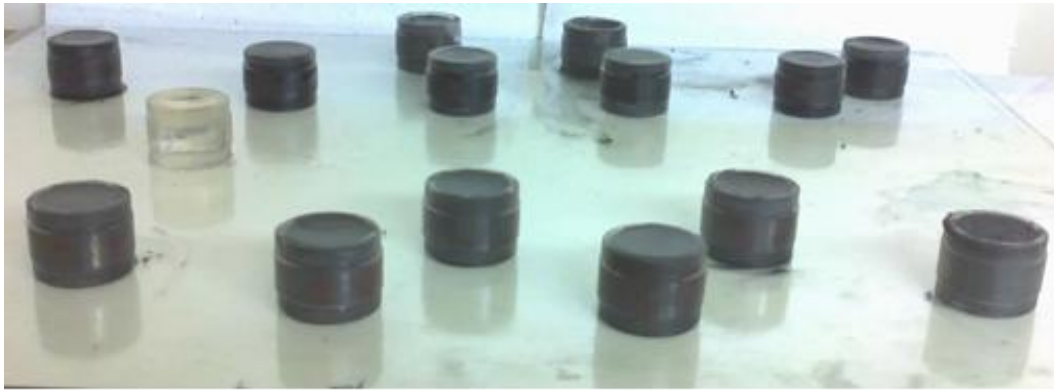


Figura 31: Fotografia da placa de vidro de 40 cm × 40 cm, recoberta com uma fina camada de óleo mineral e 15 compartimentos de acrílico preenchidos com amostras.

5.1.2 Procedimento de avaliação das amostras

A avaliação das amostras foi iniciada no dia seguinte ao preenchimento de todos os compartimentos de acrílico e incluiu a medida da admitividade e a inspeção visual do conteúdo de cada compartimento, que consistiu na observação da presença de falhas ou bolhas, presença de fungos e redução das medidas geométricas. As amostras foram avaliadas diariamente nos primeiros 6 dias, com espaço de 1 dia entre as avaliações da segunda semana e um intervalo de 2 dias antes da última medida de admitividade, realizada no dia 15, conforme indicado na Tabela 7. Um programa escrito em MATLAB (*MathWorks*, EUA) calculou a admitividade média de cada subgrupo de amostras, ou seja, cada três compartimentos com a mesma mistura e conservadas do mesmo modo.

Tabela 7: Cronograma de avaliação das amostras

Semana	Dias de inspeção das amostras						
1 ^a	<u>1</u>	<u>2</u>	<u>3</u>	<u>4</u>	<u>5</u>	<u>6</u>	7
2 ^a	<u>8</u>	9	<u>10</u>	11	<u>12</u>	13	14
3 ^a	<u>15</u>						

Os dias de medição de admitividade estão sublinhados em negrito.

5.2 RESULTADOS

5.2.1 Conservação em solução salina

Em todas as amostras conservadas em solução salina, verificou-se a expansão das misturas para fora dos compartimentos de acrílico, o que impediu as medições de admitividade. As amostras não voltaram à forma original, o que impediu a

medição da admitividade e, por isto, esta forma de conservação foi descartada.

5.2.2 Conservação em ar ambiente

A Figura 32 apresenta os gráficos das admitividades médias dos *phantoms* de gordura do dia 1 ao dia 5. No período houve variação da condutividade de até 14 mS/m, enquanto que houve variação de até 4 mS/m da susceptividade. Observa-se também que, apesar da tendência de diminuição no valor da condutividade com o passar do tempo, as medidas no terceiro dia foram as maiores registradas para este *phantom*. Houve tendência ao aumento da susceptividade, exceto no segundo dia. No sexto dia, as amostras apresentaram vestígios de fungos, quando foram descartadas.

A Figura 33 apresenta os gráficos das admitividades médias dos *phantoms* de pulmão. Com o envelhecimento, as amostras apresentaram decremento dos valores de condutividade e susceptividade no intervalo entre o primeiro e o quinto dia. Estas amostras apresentavam vestígios de fungos no sexto dia, quando foram descartadas.

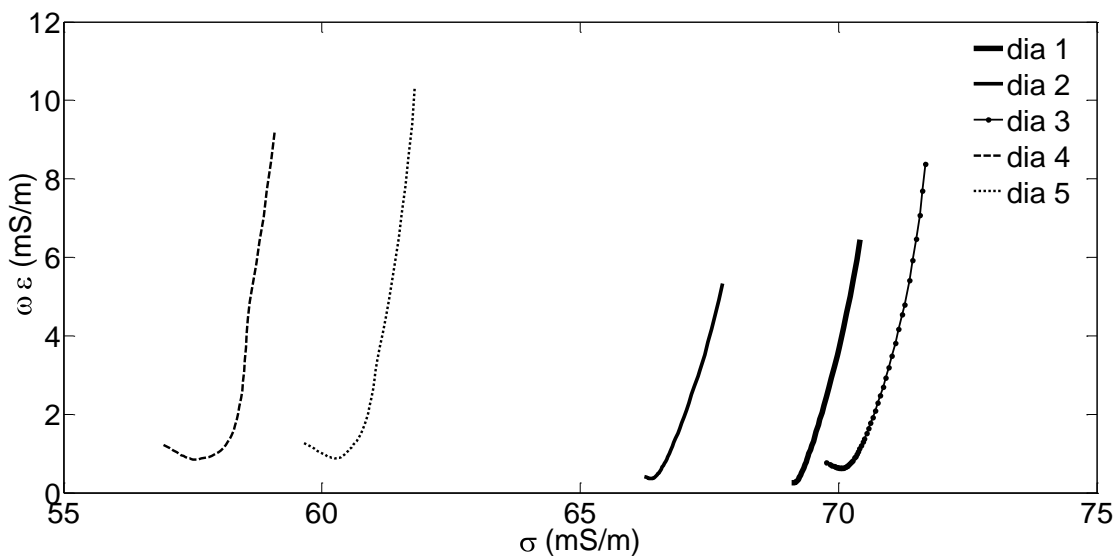


Figura 32: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) média dos *phantoms* de gordura mantidos à temperatura ambiente.

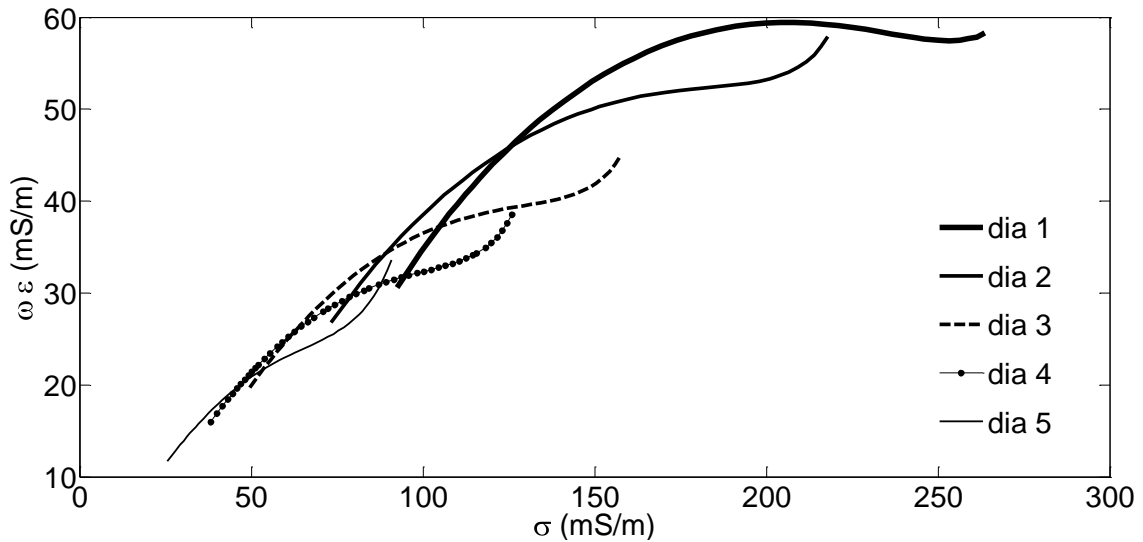


Figura 33: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega \epsilon$) média dos *phantoms* de pulmão mantidos à temperatura ambiente.

A Figura 34 apresenta os gráficos das admitividades médias dos *phantoms* de coração. Os valores de condutividade e susceptividade diminuíram com o envelhecimento das amostras. Não houve mudança aparente entre as medidas do dia 6 e do dia 8. As amostras foram descartadas no décimo dia, quando apresentaram vestígios de fungos.

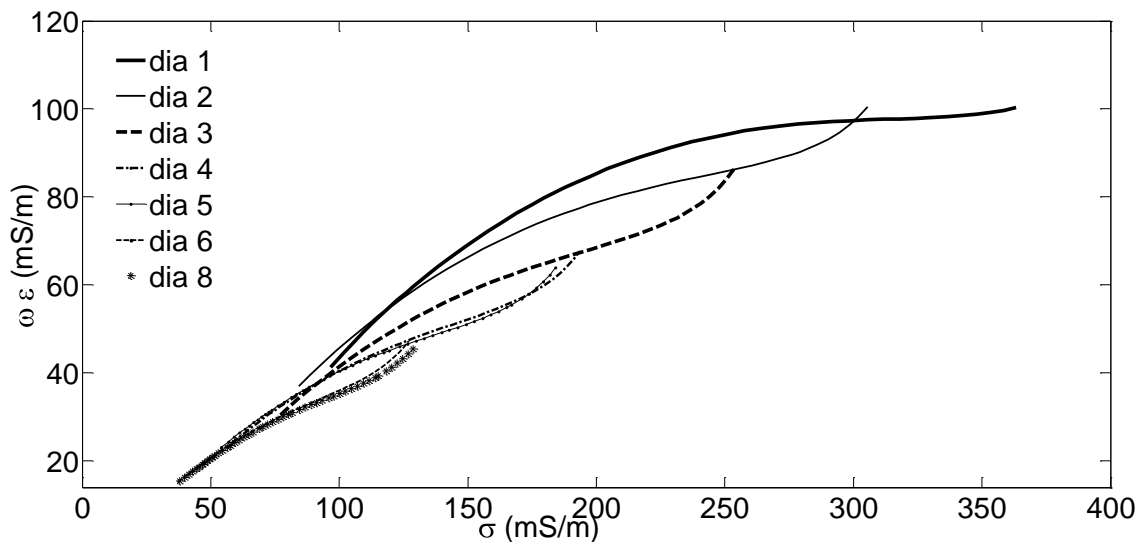


Figura 34: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega \epsilon$) média dos *phantoms* de coração mantidos à temperatura ambiente.

5.2.3 Conservação em ar refrigerado

A Figura 35 apresenta os gráficos das admitividades médias dos *phantoms* de gordura. Pode-se observar que apesar da tendência à diminuição dos

valores de condutividade e da susceptividade, a medida no terceiro dia apresentou condutividade maior que no primeiro dia. No quinto dia a medida de condutividade foi maior do que no sexto dia, que, por sua vez, foi maior do que no oitavo dia. Já a susceptividade foi maior no quarto dia e menor no oitavo dia. As amostras apresentaram vestígios de fungos a partir do décimo dia, quando foram descartadas. As medidas no dia 2 foram descartadas, pois o filme de PVC não foi retirado imediatamente após a saída das amostras da geladeira, o que alterou os resultados.

A Figura 36 apresenta os gráficos das admitividades médias para os *phantoms* de pulmão. As amostras apresentaram decremento dos valores de condutividade e susceptividade. As medidas do dia 2 foram descartadas, pois o filme de PVC não foi retirado imediatamente após a saída das amostras da geladeira, alterando os resultados. As medidas do dia 8 foram descartadas, pois muitos pontos dos gráficos ficaram dispersos, o que pode ter sido ocasionado pelo ajuste inadequado das almofadas condutoras que estavam úmidas. As amostras apresentaram vestígios de fungos no dia 10, quando foram descartadas.

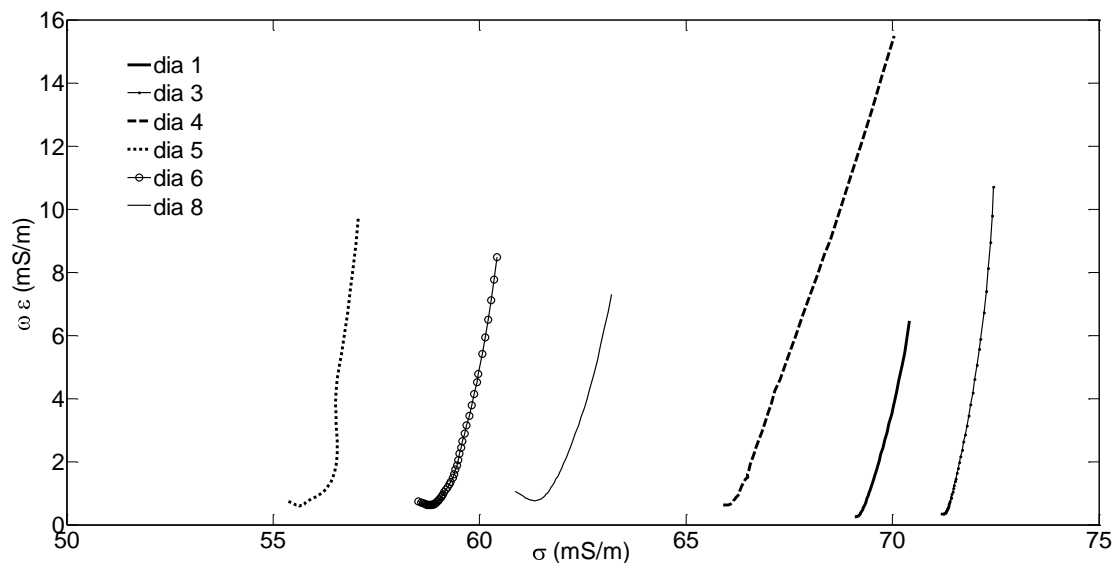


Figura 35: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) média dos *phantoms* de gordura conservados em ar refrigerado.

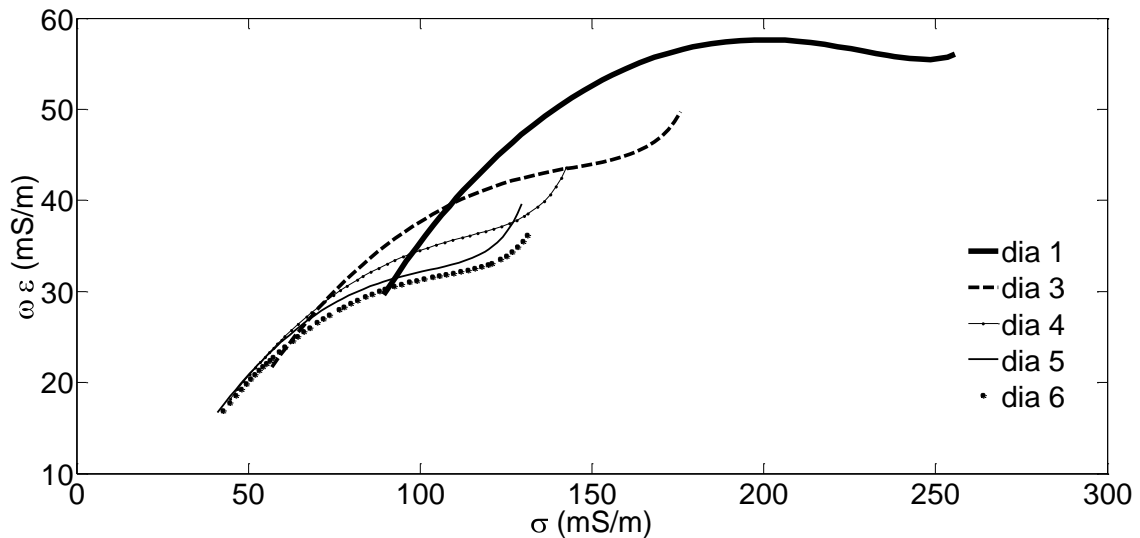


Figura 36: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) média dos *phantoms* de pulmão conservados em ar refrigerado.

A Figura 37 e a Figura 38 apresentam gráficos das admitividades médias para os *phantoms* de coração. Pode-se notar, de um modo geral, uma tendência à diminuição dos valores de condutividade e susceptividade das amostras. As medidas no dia 2 dos *phantoms* de coração foram descartadas, pois o filme de PVC não foi retirado imediatamente após a saída das amostras da geladeira, o que alterou os resultados. Pode-se observar a formação de dois blocos distintos de medidas de admitividade. O primeiro, referente às medidas do dia 1 ao dia 8, em que a condutividade apresentou valores superiores a 250 mS/m (70% do máximo) e a susceptividade apresentou valores maiores que 80 mS/m (70% do máximo), caracterizando o tecido cardíaco. As medidas dos dias 6 e 8 são muito parecidas. O segundo bloco incluiu as medidas de admitividade do dia 10, dia 12 e dia 15. Nestes dias, todas as medidas de condutividade foram inferiores a 200 mS/m, enquanto que a susceptividade foi inferior a 70 mS/m, conforme observado no detalhe apresentado na Figura 38.

Até o dia 15 não foi observada a contaminação por fungos nas amostras de *phantom* de coração mantidas em ar refrigerado.

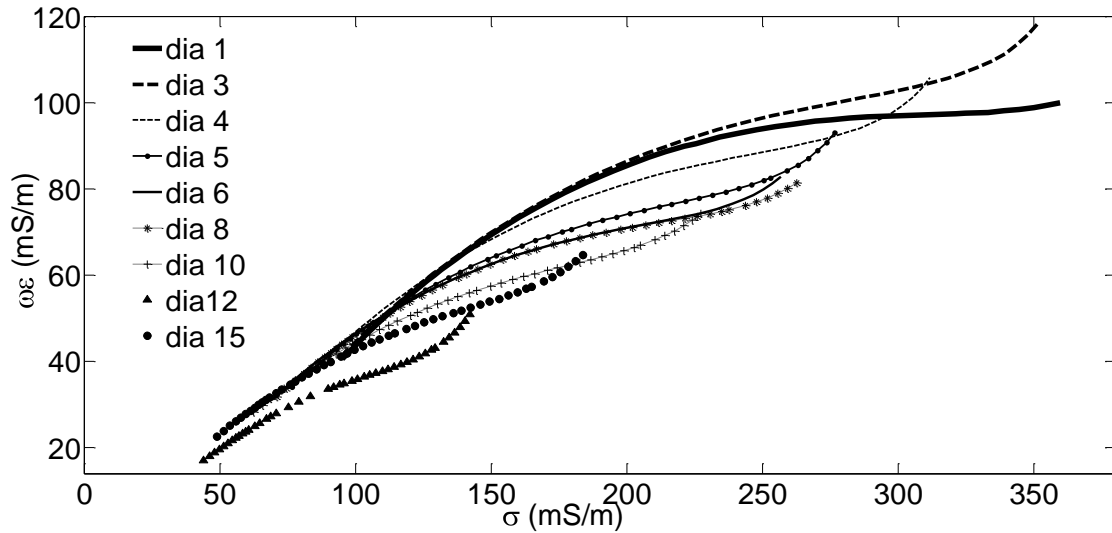


Figura 37: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) média dos *phantoms* de coração conservados em ar refrigerado.

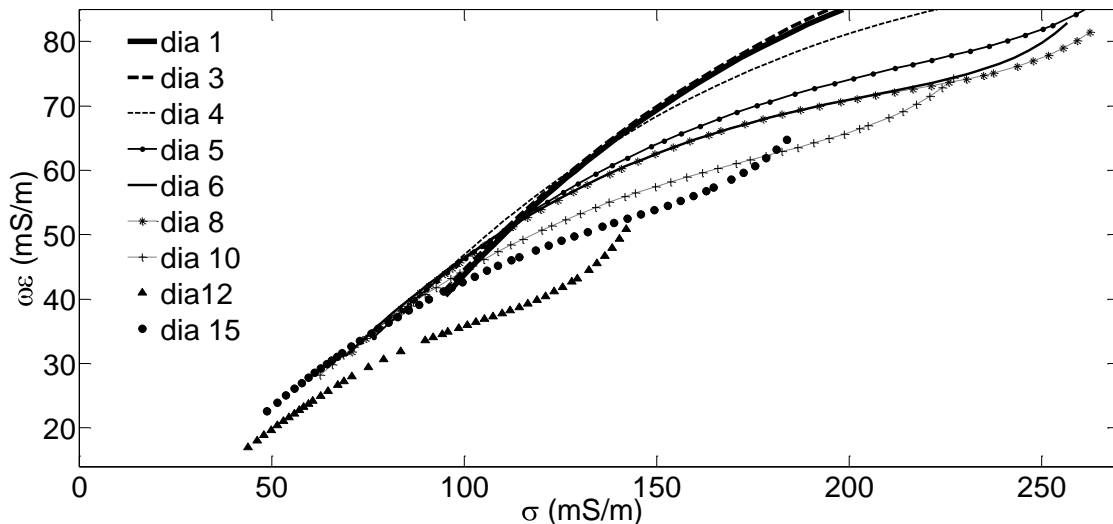


Figura 38: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) média dos *phantoms* de coração conservados em ar refrigerado. Em destaque as medidas registradas nos últimos três dias (10, 12 e 15), que apresentaram condutividade inferior a 200 mS/m e susceptividade inferior a 70 mS/m.

5.3 DISCUSSÃO

No presente trabalho os *phantoms* de coração se mantiveram conservados por pelo menos 15 dias, quando armazenados em ar refrigerado e envoltos em filme de PVC (Figura 37). Já as misturas seleccionadas para a mimetização de tecidos de gordura e pulmão se mostraram não perecíveis por no mínimo 5 dias, quando armazenadas em ar ambiente e envoltas em filme de PVC (Figura 32 e Figura 33). Mesmo sob refrigeração estes *phantoms* apresentaram durabilidade de até 8 dias para a mistura que mimetiza gordura (Figura 35) e de até 6 dias para a mistura que mimetiza pulmão

(Figura 36). Após este tempo todas as amostras foram contaminadas por fungos. É possível que esta contaminação tenha surgido nos *phantoms* de gordura armazenados em ar ambiente ou nas próprias almofadas condutoras e tenha se espalhado para os demais *phantoms*, uma vez que as almofadas condutoras entraram em contato com todas amostras ensaiadas.

A durabilidade dos *phantoms* também foi alvo de outros trabalhos. ESLER *et al.* (2010) desenvolveram *phantoms* à base de agar, TX-151 e adição de sal (para controle da condutividade) para aplicações de baixa frequência (abaixo de 500 Hz), e que tiveram durabilidade de até duas semanas, sob a condição de que fossem poupados de uma longa exposição ao ar ou à solução salina. De forma semelhante ao que foi feito no presente trabalho, os *phantoms* de ESLER *et al.* (2010) foram mantidos em recipientes de vidro hermeticamente fechados e foram armazenados em ambiente refrigerado entre 4 °C e 8 °C. Estes cuidados foram essenciais na preservação dos *phantoms* de gelatina e TX-151, já acrescidos de sal, ou seja, acrescidos de um conservante natural. Nesta dissertação, a adição de grafite e negro de fumo também parece ter aumentado a durabilidade dos *phantoms*. Outros autores também buscaram agregar materiais sintéticos ou com propriedades conservantes, capazes de aumentar a durabilidade dos *phantoms*. KATO, ISHIDA (1987) utilizaram NaN₃ para controle da condutividade dos *phantoms* produzidos para a faixa β e relataram que o material foi capaz de aumentar a durabilidade dos *phantoms* por até 1 ano. Entretanto, KAO *et al.* (2008) alertaram sobre as dificuldades técnicas enfrentadas na preparação de *phantoms* para EIT e altas frequências que utilizam misturas com materiais sintéticos como TX-151 e PAA e ressaltaram ainda que alguns materiais apresentaram alta toxicidade. HERRICK, KEMPF (1944) relataram a ação de NaN₃ como inibidor do crescimento de fungos nas culturas com agar, mas testes com NaN₃ em ratos demonstraram que o produto apresenta alta toxicidade. Os *phantoms* apresentados nesta dissertação não utilizam materiais tóxicos e tiveram durabilidade de até 15 dias, mas este tempo poderia ter sido maior se fossem tomados mais cuidados com a conservação das almofadas de acoplamento.

Os resultados obtidos neste trabalho indicam que a conservação das amostras em ar refrigerado à 5 °C, associada à maior concentração de grafite e negro de fumo, favoreceu a preservação dos *phantoms* por pelo menos 6 dias, no que diz respeito ao surgimento de fungos, mesmo sem a utilização de aditivos antifúngicos.

Foi observado que alguns *phantoms* de pulmão mantidos em ar refrigerado e preparados durante a fase de seleção de materiais, mas não ensaiados durante o estudo longitudinal, não apresentaram vestígios de contaminação por fungos por até 2 semanas. Também foi observado que as misturas de base de gelatina e glicerina pura (B8) com os aditivos grafite HC30 e negro de fumo nas diversas frações mássicas ensaiadas acima de 4% permaneceram sem vestígios de fungos por mais de 30 dias, quando conservadas em ar refrigerado. Este é mais um indicativo de que a adição de grafite ou negro de fumo nas misturas de gelatina pode auxiliar na preservação dos *phantoms*.

Apesar da maior durabilidade dos *phantoms* conservados em ar refrigerado e da aparente influência dos aditivos de alta condutividade na sua preservação, os materiais testados continuaram sujeitos aos mesmos problemas relacionados com a evaporação da água já destacados na literatura (LEE *et al.*, 2007, OH *et al.*, 2008), mesmo quando envoltos em filme de PVC. As amostras de *phantom* de coração apresentaram indícios de mudanças físicas no dia 15, com tendência à redução de suas medidas geométricas, quando foram encerradas as medidas de admitividade. Para contornar este problema, pode-se avaliar a possibilidade de construir ou armazenar os *phantoms* em compartimento hermeticamente fechado, lembrando que os cuidados no armazenamento não são suficientes para evitar os problemas com a evaporação durante o uso dos *phantoms*, conforme observou ESLER *et al.* (2010). Outra possibilidade seria avaliar outras bases para a composição das misturas para os *phantoms*.

Os efeitos da perda de água podem ser observados na Figura 39, por exemplo, que mostra como a admitividade dos *phantoms* de pulmão se aproximou ainda mais dos dados de referência no sexto dia de envelhecimento. Efeito semelhante, porém menos pronunciado, pode ser visto na Figura 40, que mostra a evolução da admitividade dos *phantoms* de coração após seis dias. Neste caso, os *phantoms* mantiveram suas características elétricas muito semelhantes as dos tecidos de referência (ANDREUCETTI, 1997).

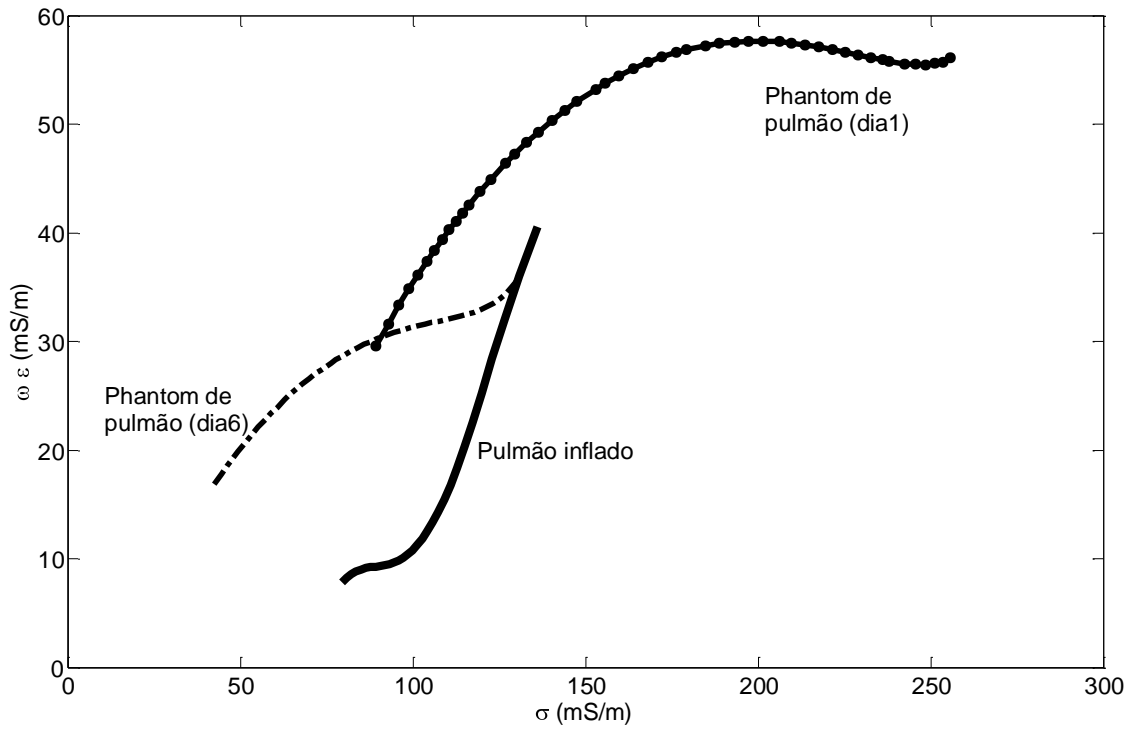


Figura 39: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) média dos *phantoms* de pulmão conservados em ar refrigerado e de pulmão inflado (ANDREUC CETTI, 1997).

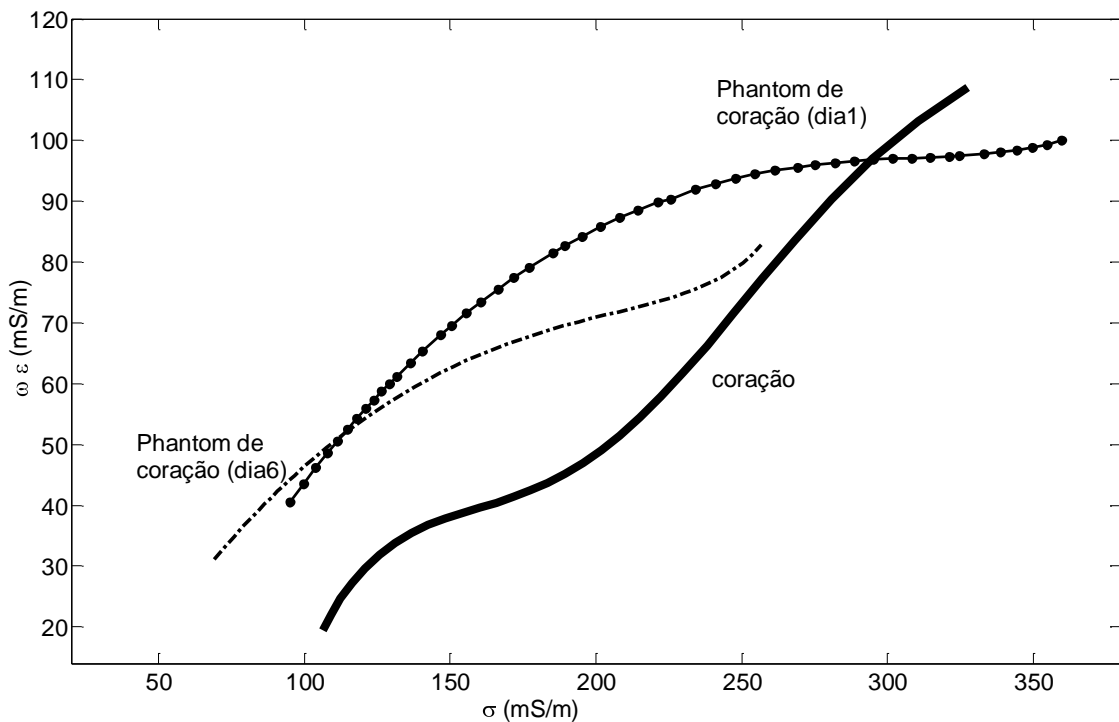


Figura 40: Condutividade (σ) e susceptividade ($\omega\epsilon$) média dos *phantoms* de coração, conservados em ar refrigerado e de coração (ANDREUC CETTI, 1997).

Os *phantoms* de gordura (Figura 35) apresentaram condições adequadas de uso até o dia 8, mantendo uma tendência ao decréscimo da condutividade até o dia 5.

A diferença entre os valores da condutividade entre os dias 5 e dia 6 foi inferior a 10% e a variação na susceptividade foi inferior a 1 mS/m. Isto não afetou a caracterização do tecido de gordura. Assim, o dia 6 pode ser adotado como data limite para a utilização dos *phantoms* de gordura, da mesma forma que foi adotado para os *phantoms* de pulmão e coração.

O sistema de medição se mostrou eficiente para as medidas das admitividades dos materiais biológicos do capítulo 3 e também para as amostras ensaiadas com os materiais selecionados no capítulo 4. Entretanto, deveria ser melhor adequado para o registro das alterações provocadas nas amostras durante o estudo longitudinal. As medidas na etapa de avaliação das misturas foram realizadas na câmara de testes 2, com a utilização de almofadas condutoras compartilhadas pelas amostras, o que pode ter facilitado a contaminação das mesmas por fungos, uma vez que os ensaios com os materiais descritos no capítulo 4 foram efetuados utilizando a câmara 1 (Figura 13). As tampas de aço inox foram higienizadas com água e sabão de coco durante os ensaios, evitando a contaminação das amostras. Uma possível solução para o problema da contaminação por fungos durante o estudo longitudinal poderia ter sido o uso de material antifúngico borrifado nas almofadas ou nas amostras ou incorporado à mistura da base de gelatina e glicerina; ou ainda o uso de almofadas distintas para cada amostra de *phantom*. O problema poderia ser resolvido por meio do uso de almofadas laváveis, gel condutor ou eletrodos com diâmetro igual ao diâmetro interno da câmara de acrílico e molas nos dois eletrodos. Estas são ideias que poderiam favorecer o contato sem promover a contaminação.

Devido à realização de todas as medidas de admitividade até o dia 15 com um único par de almofadas, houve desgaste das mesmas com oxidação do material condutor. Um novo par de almofadas, idêntico ao primeiro, foi construído e testado em amostras de *phantom* de coração. Foram constatadas medidas de admitividade superiores às medidas do dia 15, evidenciando a necessidade de manutenção das almofadas condutoras. Os problemas relacionados às almofadas e ao contato entre a amostra e os eletrodos podem ter causado algumas inconsistências como o aumento da condutividade nos *phantoms* de gordura no terceiro dia de medição para as amostras conservadas em ar ambiente (Figura 32) e as variações da admitividade registradas entre o dia 6 e dia 8 nas amostras de gordura conservadas em ar refrigerado (Figura 35). Também foi observado o aumento da condutividade nos *phantoms* de coração

conservados em ar refrigerado no dia 8 (Figura 38).

Por outro lado, diferenças na temperatura das amostras no momento de realização das medidas de admitividade também podem ter sido responsáveis por estas inconsistências. Estudos de GRIMNES, MARTINSEN (2000) indicaram a influência da temperatura na condutividade da água deionizada com adição de NaCl. Os autores verificaram que a condutividade da mistura decrementou 700 mS/m entre as temperaturas de 20°C e 37°C e a permissividade relativa variou entre 80,1 e 74,3 na mesma faixa de temperatura. Então, uma possível solução para evitar estas diferenças seria manter constante a temperatura ambiente durante o período de realização das medidas de todas as amostras que, neste estudo, foram efetuadas em ar ambiente, entre 20°C e 30°C.

5.4 CONCLUSÕES

A manutenção dos *phantoms* em ar refrigerado à 5 °C foi a melhor estratégia adotada neste trabalho para a conservação das amostras estudadas, uma vez que não foram utilizados aditivos antifúngicos. De um modo geral, o uso da refrigeração e de uma quantidade maior de materiais não biológicos, como no caso do *phantom* de coração, favorecem a conservação dos modelos. A conservação em solução salina é inviável para os *phantoms* propostos. A utilização de um recipiente hermeticamente fechado para armazenamento dos *phantoms* deve ser considerada para reduzir a perda de água.

Foi observado que o envelhecimento causou o decremento das medidas de condutividade e susceptividade de todos os grupos de amostras sob todos os modos de conservação. Entretanto, todos os *phantoms* conservados em ar refrigerado (5 °C) e envolvidos pelo filme de PVC mantiveram, durante os primeiros seis dias dos testes, valores de admitividade compatíveis com os tecidos biológicos de referência, disponibilizados por ANDREUCETTI (1997), permitindo distinguir os *phantoms* de gordura, pulmão e coração.

Um novo sistema de acoplamento entre amostras e eletrodo deve ser desenvolvido para comportar tanto as alterações eventuais nas dimensões dos *phantoms* quanto para evitar a contaminação de amostras. Além disso, a temperatura das amostras deve ser controlada durante as medições para evitar variações da admitividade.

CAPÍTULO 6

CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Neste trabalho foram desenvolvidos *phantoms* de bioimpedância para gordura, pulmão e coração, além de um sistema para medida das propriedades elétricas destes *phantoms* (condutividade e permissividade).

O sistema formado pelo *Hydra* 4200 e um computador, além de câmaras de teste e um programa em MATLAB desenvolvidos especialmente para este fim, mostraram-se adequados para a caracterização de *phantoms* de bioimpedância.

A mistura base formada por água deionizada, gelatina animal incolor (AHG) e glicerina apresentou condutividade e susceptividade adequadas à caracterização dos tecidos de gordura. A adição de 4% de grafite HC30 e 4% de negro de fumo a esta mistura base fez com que a condutividade e a susceptividade do *phantom* aumentassem para valores compatíveis às de um pulmão. A adição de 7% de grafite HC30 e 7% de negro de fumo à mistura base fez com que o *phantom* apresentasse propriedades elétricas semelhantes às do coração. Adicionalmente, os *phantoms* de pulmões e coração poderão ser moldados a partir das suas respectivas misturas enriquecidas com grafite HC30 e negro de fumo. A durabilidade de todos os *phantoms* foi de 6 dias, quando conservados em refrigeração (5 °C), sem que fossem adicionadas substâncias conservantes ou estabilizantes.

6.1 TRABALHOS FUTUROS

São apresentadas as seguintes sugestões para trabalhos futuros que poderão complementar o estudo iniciado nesta dissertação:

1. Criar misturas destinadas à mimetização de outros tecidos como músculo e sangue, a partir dos valores de referência dos tecidos biológicos e por meio do ajuste das misturas selecionadas nesta dissertação;
2. Reavaliar os *phantoms* produzidos com as misturas de base de gelatina e glicerina e os aditivos de maior condutividade já selecionados. Para melhorar os resultados, os eletrodos de tecido

condutor deverão ser modificados ou serão utilizados eletrodos exclusivos para cada amostra, evitando os riscos de contaminação direta da amostra;

3. Avaliar materiais não perecíveis para compor novas bases para a construção de *phantoms* de bioimpedância;
4. Moldar um *phantom* de seção transversal de tórax composto pelas misturas selecionadas para mimetização de tecidos de gordura, coração e pulmão;
5. Testar a reconstrução de imagens deste *phantom* de seção transversal de tórax no tomógrafo do Laboratório de Instrumentação Biomédica (LIB) da COPPE/UF RJ.

BIBLIOGRAFIA

ALBERTS; BRAY; D.; WATSON; J. **Biologia Molecular da Célula**. Disponível em: <http://www.livrariacultura.com.br/scripts/busca/busca.asp?palavra=ALBERTS,+BRUCE&modo_busca=A>. Acesso em: 11 dez. 2012.

ANDREUCETTI, D. **An Internet resource for the calculation of the Dielectric Properties of Body Tissues in the frequency range 10 Hz - 100 GHz**. 1997. Disponível em: Acesso em julho de 2010.

BAGSHAW, A. P.; HOLDER, D. S.; BAYFORD, R. H. Development of a Realistic Head Phantom with Marrow to Simulate Skin Impedance. **Biomed. Appl. EIT. 3rd EPSRC Eng**, 2001 [apud KAO, Tz-Jen, Saulnier, G. J.; Isaacson, D. et al. A Versatility High-Permittivity Phantom for EIT. **Biomedical Engineering, IEEE Transactions on**, v. 55, n.11, p.2601-2607]. 2008.

CESPEDES; MARTINEZ-FABREGAS E.; ALEGRET S. New materials for electrochemical sensing I. Rigid conducting composites. **Trends in Analytical Chemistry**, v. 15, n. 7, p. 296–304, 1996.

CHOU, C. K.; CHEN, G. W.; GUY, A. W.; LUK, K. H. Formulas for preparing phantom muscle tissue at various radiofrequencies. **Bioelectromagnetics**, v. 5, n. 4, p. 435–441, 1984.

COIADO, O. C. **Simuladores para medição de fluxo de líquidos por efeito Doppler para controle de qualidade de equipamento de ultrasonografia**. [apud *INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS*, ICRU: *Report 61*]; UNICAMP, 2008.

DEE, U. S. **Fisiologia Humana**. 5^a ed., 2010.

DUCK, F. A. **Physical Properties of Tissue: A Comprehensive Reference Network**. Academic Press, 1990.

ESLER; LYONS, T.; TUROVETS, S.; TUCKER, D. Instrumentation for low frequency EIT studies of the human head and its validation in phantom experiments. **Journal of Physics: Conference Series**, v. 224, p. 012007, 1 abr 2010.

FAES; MEIJ, H. A. VAN DER; MUNCK, J. C. DE; HEETHAAR, R. M. The electric resistivity of human tissues (100 Hz-10 MHz): a meta-analysis of review studies. **Physiological Measurement**, v. 20, n. 4, p. R1–R10, 1 nov 1999.

FERREIRA, C. I. Nanocompósitos pp/grafite obtenção e propriedades. 2008.

FOSTER, K. R. **The Biomedical Engineering Handbook: Dielectric Properties of Tissues (Chapter 89)**, 2a. ed.: Joseph D. Bronzino, 2000.

FOSTER, K. R.; SCHWAN, H. P. Dielectric properties of tissues and biological materials: a critical review. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, v. 17, n. 1, p. 25–104, 1989.

GABRIEL; GABRIEL, S.; CORTHOUT, E. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey. **Physics in Medicine and Biology**, v. 41, n. 11, p. 2231–2249, 1996a.

GABRIEL; LAU; GABRIEL. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. **Physics in Medicine and**

Biology, v. 41, n. 11, p. 2271–2293, 1996c.

GABRIEL; LAU; GABRIEL, C. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. **Physics in Medicine and Biology**, v. 41, n. 11, p. 2251–2269, 1996b.

GAGNON, H.; COUSINEAU, M.; ADLER, A.; HARTINGER, A. E. A resistive mesh phantom for assessing the performance of EIT systems. **IEEE transactions on bio-medical engineering**, v. 57, n. 9, p. 2257–2266, set 2010.

GOEURY, C.; HEDJIEDJ, A.; NADI, M. Gel conducteur pour la simulation électrique des tissus humains entre 50 Hz et 500 kHz. **ITBM-RBM**, v. 22, n. 6, p. 371–377, dez 2001.

GRIFFITHS, H. A phantom for electrical impedance tomography. **Clinical Physics and Physiological Measurement**, v. 9, n. 4A, p. 15–20, 1988.

GRIMNES; MARTINSEN. **Bioimpedance and Bioelectricity Basics**. 1a. ed. Academic Press, 2000.

HAGMANN, M. J.; LEVIN, R. L.; CALLOWAY, L.; OSBORN, A. J.; FOSTER, K. R. muscle-equivalent phantom materials for 10-100 MHz. **Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on**, v. 40, n. 4, p. 760–762, 1992.

HERRICK, J. A.; KEMPF, J. E. A Study of the Fungistatic and Fungicidal Properties and of the Toxicity for Mice of Sodium Azide. **Journal of Bacteriology**, v. 48, n. 3, p. 331–336, set 1944.

HOLDER, D. S. . **Electrical Impedance Tomography: Methods, History And Applications**. [S.l.]: CRC Press, 2005.

HOLDER; HANQUAN, Y.; RAO, A. Some practical biological phantoms for calibrating multifrequency electrical impedance tomography. **Physiological Measurement**, v. 17, n. 4A, p. A167–A177, 1996.

JOSSINET, J.; SCHMITT, M. A Review of Parameters for the Bioelectrical Characterization of Breast Tissue. **Annals of the New York Academy of Sciences**, v. 873, n. ELECTRICAL BIOIMPEDANCE METHODS: APPLICATIONS TO MEDICINE AND BIOTECHNOLOGY, p. 30–41, 1999.

KAO; G.J. SAULNIER; ISAACSON, D.; SZABO, T. L.; NEWELL, J. C. A Versatile High-Permittivity Phantom for EIT. **Biomedical Engineering, IEEE Transactions on**, v. 55, n. 11, p. 2601–2607, 2008.

KATO, H.; HIRAOKA, M.; ISHIDA, T. An agar phantom for hyperthermia. **Medical Physics**, v. 13, n. 3, p. 396–398, jun 1986.

KATO, H.; ISHIDA, T. Development of an agar phantom adaptable for simulation of various tissues in the range 5-40 MHz. **Physics in Medicine and Biology**, v. 32, n. 2, p. 221–226, fev 1987.

LEE; KIM, Y. T.; OH, T. I.; WOO, E. J. Complex Conductivity Spectra of Seven Materials and Phantom Design for EIT. **13th International Conference on Electrical Bioimpedance and the 8th Conference on Electrical Impedance Tomography**, p. 344–347, 2007.

LIN; CHEN, L.-H.; CHEN, T.-M. The development and application of an electrical impedance spectroscopy measurement system for plant tissues. **Computers and Electronics in Agriculture**, v. 82, p. 96–99, mar 2012.

- MARCHAL, C.; NADI, M.; TOSSER, A. J.; ROUSSEY, C.; GAULARD, M. L. **Dielectric properties of gelatine phantoms used for simulations of biological tissues between 10 and 50 MHz.** research-article. Disponível em: <<http://informahealthcare.com/doi/abs/10.3109/02656738909140497>>. Acesso em: 3 dez. 2009.
- MARTINSEN,.; GRIMNES, S.; SCHWAN, H. P. **Interface Phenomena and Dielectric Properties of Biological Tissue**". 2002.
- NASCIMENTO, A. V. M.; SOUZA, M. N.; PINO, A. V. **XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica.** Sistema de Medição de Condutividade e Permissividade de Materiais Usados em Phantoms de Bioimpedância. Brasil: [p. 1497 - 1591] out 2012
- NELSON, S.; FORBUS, W., Jr; LAWRENCE, K. Permittivities of fresh fruits and vegetables at 0.2 to 20 GHz. **The Journal of microwave power and electromagnetic energy: a publication of the International Microwave Power Institute**, v. 29, n. 2, p. 81–93, 1994.
- OH; KOO, H.; LEE, K. H. *et al.* Validation of a multi-frequency electrical impedance tomography (mEIT) system KHU Mark1: impedance spectroscopy and time-difference imaging. **Physiological Measurement**, v. 29, n. 3, p. 295–307, 2008.
- PETHIG, R.; KELL, D. B. The passive electrical properties of biological systems: their significance in physiology, biophysics and biotechnology. **Physics in Medicine and Biology**, v. 32, n. 8, p. 933–970, 1 ago 1987.
- QIAO; WANG, W.; WANG, L. *et al.* Investigation of biological phantom for 2D and 3D breast EIT images. **13th International Conference on Electrical Bioimpedance and the 8th Conference on Electrical Impedance Tomography**, p. 328–331, 2007.
- ROSS,.; PAWLINA. **Histologia – Atlas e Texto – em Correlação com Biologia Celular e Molecular.** Disponível em: <<http://issuu.com/guanabarakoogan/docs/ross-histologia>>. Acesso em: 15 dez. 2012.
- SANTOS, M. A. DOS; MATTOSO, L. H. C.; DEFÁCIO, R.; AVLYANOV, J. Compósitos de Borracha Natural com Compostos Condutivos à Base de Negro de Fumo e Polímero Condutor. **Polímeros**, v. 11, n. 3, p. 126–134, set 2001.
- SAULNIER, G. J.; BLUE, R. S.; NEWELL, J. C.; ISAACSON, D.; EDIC, P. M. Electrical impedance tomography. **Signal Processing Magazine, IEEE**, v. 18, n. 6, p. 31–43, 2001.
- SCHWAN, H. P. Electrical properties of tissue and cell suspensions. **Advances in Biological and Medical Physics**, v. 5, p. 147–209, 1957.
- SPIROU, G. M.; ORAEVSKY, A. A.; VITKIN, I. A.; WHELAN, W. M. Optical and acoustic properties at 1064 nm of polyvinyl chloride-plastisol for use as a tissue phantom in biomedical optoacoustics. **Physics in Medicine and Biology**, v. 50, p. N141–N153, 21 jul 2005.
- TAKA, E. N. **Transvarredura Por Bioimpedância: Uma Ferramenta Para Detecção Precoce De Câncer De Mama Em Mulheres Jovens.** UFRJ - Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2008.
- VIEIRA, S. L. **Desenvolvimento de um “phantom” para treinamento de biopsia de mama guiada por ultra-som.** Dissertação de Mestrado. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/59/59135/tde-12092007-093252/pt-br.php>>. Acesso em: 20 dez. 2012.

YASIN, M.; BÖHM, S.; GAGGERO, P. O.; ADLER, A. Evaluation of EIT system performance. **Physiological measurement**, v. 32, n. 7, p. 851–865, jul 2011.

YOSHIKAWA, H.; HINO, T.; KURAMOTO, N. Effect of temperature and moisture on electrical conductivity in polyaniline/polyurethane (PANI/PU) blends. **Synthetic Metals**, v. 156, n. 18–20, p. 1187–1193, 1 nov 2006.

Apêndice I: Programa para cálculo da admitividade

% Programa desenvolvido em MatLab para cálculo da média da % condutividade e susceptividade das amostras do Estudo longitudinal dos materiais % selecionados para *phantoms*.

% Autoria: Alva Valeria M. Nascimento

% Laboratório de Instrumentação Biomédica - PEB - COPPE - UFRJ

% *Phantoms* de Bioimpedância: teste de materiais.

% limpa

% Busca do diretório

folder_name=uigetdir('Escolha o Diretório');

tic

lista=dir([folder_name,'*.txt']); % Lista com o nome dos arquivos

R={};

w = waitbar(0,'Aguarde...');

tamDir=size(lista,1);

numero_amostras=3;

dias=tamDir/numero_amostras;

cor=['-y';'-c';'-m';'-g';'-b';'.y'];

% Determina tamanho do vetor de frequências (m) a partir do primeiro arquivo da lista:

%

nome=strcat(folder_name,'\',lista(1).name)

[freq R R100 Xc Xc100 Z Z100 theta theta100]=textread(nome,'%n %n %n %n %n %n %n %n %n %n %n','delimiter',',','headerlines',1);

m=length(freq);

% Calcula a média da condutividade e susceptividade

for dia=1:dias

sigma_medio=zeros(m,1);

epsilon_medio=zeros(m,1);

for amostra=1:numero_amostras

indice_arquivo=dia+(amostra-1)*dias

nome=strcat(folder_name,'\',lista(indice_arquivo).name)

[freq R R100 Xc Xc100 Z Z100 theta theta100]=textread(nome,'%n %n %n %n %n %n %n %n %n %n %n','delimiter',',','headerlines',1);

freq=freq*1000;

R=R+R100/100;

```

Xc=Xc+Xc100/100;
    A=pi*0.0095^2;
    L=0.0185;
AL=L/A;
m=length(freq);
sigma=zeros(m,1);
    epsilon=zeros(m,1);
    for j=1:m,
        omega(j)=2*pi*freq(j);
        Y(j)=1/(R(j)-i*Xc(j));
G(j)=real(Y(j));
        B(j)=imag(Y(j));
        sigma(j)=real(Y(j)*AL*1000);
epsilon(j)=imag(Y(j)*AL*1000);
    end;
    sigma_medio=sigma+sigma_medio;
epsilon_medio=epsilon+epsilon_medio;
end
    sigma_medio=sigma_medio/numero_amostras;
    epsilon_medio=epsilon_medio/numero_amostras;
%Condutividade ( $\sigma$ ) em mS/m e susceptividade ( $\omega\epsilon$ ) em mS/m.
% Plotando na faixa de 5kHz a 1MHz
figure(1);
title('Teste de Phantoms');
plot(sigma_medio, epsilon_medio, cor(dia,:));
xlabel('\sigma (mS/m)');
ylabel('\omega \epsilon (mS/m)');
plot (sigma_medio(ind),epsilon_medio(ind), 'xr');
hold on;
end

if dias==1, legend('Dia 1');
elseif dias==2, legend('Dia 1','Dia 2');
elseif dias==3, legend('Dia 1','Dia 2','Dia 3');
elseif dias==4, legend('Dia 1','Dia 2','Dia 3','Dia 4');
elseif dias==5, legend('Dia 1','Dia 2','Dia 3','Dia 4','Dia 5');
elseif dias==6, legend('Dia 1','Dia 2','Dia 3','Dia 4','Dia 5','Dia 6');

```

```
end;  
  
close(w);% fecha waitbar  
disp('Terminado!')  
toc
```

Apêndice II: Especificações do Grafite HC30

NACIONAL DE GRAFITE LTDA
GRAFITE Av. Paulista, 460 - 11º Andar - CEP 01310-000 - São Paulo - SP
Fone: (11) 3289 1322 - Fax: (11) 3289 7835 - e.mail: vendas@grafite.com

CERTIFICADO DE ANÁLISE Nº: 82-11

CLIENTE: UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO- COOPE
ENDEREÇO: AV. HORACIO MACEDO- 2030 CIDADE INIVERSITARIA.
RIO DE JANEIRO -RJ- BRASIL
GRAFITE TIPO: MICROGRAF HC30 Kg: 0,1
LOTE DE IDENTIFICAÇÃO: EMS 2242

ANÁLISES

COMPOSIÇÃO (%)

CARBONO CONTIDO (P.F)	-	99,5	UMIDADE:	0,36
CINZAS	-	0,5		

GRANULOMETRIA (LASER)

d ₁₀	d ₅₀	d ₉₀
9,43	29,11	72,69

CONVENÇÃO + RETIDO - PASSANTE

Produto composto de grafite natural cristalino, com data de validade indeterminada.
A NGL certifica que o produto acima mencionado foi produzido e testado de acordo com as normas NGL a ele aplicáveis.

DATA: 31 de Agosto de 2011.

LABORATÓRIO CONTROLE DE QUALIDADE

CQ013Z-laser

CONFERIDO
EMITENTE

Apêndice III: Especificações do Negro de Fumo



NEGRO DE FUMO

Informações:

O Fuligem, também conhecida como Negro de Fumo, é uma das variedades mais puras de carvão apresentando-se na forma amorfa, constituindo uma dispersão coloidal de partículas muito finas, tendo algumas aplicações nas seguintes áreas:

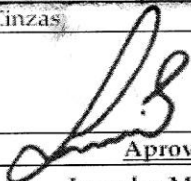
- Graxa para sapatos. Dai o seu outro nome: pó-de-sapato;
- Pneus. Para dar a coloração preta e para aumentar a resistência/durabilidade do pneu;
- Tintas pretas em geral, como o nanquim, por exemplo;
- Toner para impressoras e fotocopiadoras.
- Nanotubos uma terceira alotropia do carbono que tem propriedades metálicas

ESPECIFICAÇÃO TÉCNICA

PRODUTO: NEGRO DE FUMO.

SINÔNIMO: FULIGEM

Fórmula Molecular:	Peso Molecular: g/mol
Aspecto: Pó Branco Cristalino	
Testes (ensaios)	Limites
Poder de Tingimento	115 ± 5
Absorção de DBP (cm ³ /100g)	115 - 125
Adsorção de Iodo (g/kg)	129 ± 5
Umidade (ensacada)	máx. 1,5%
Resíduo peneira malha 35 mesh	máx. 5
Resíduo peneira malha 325 mesh	máx. 710 ppm
Descoloração por Tolueno	máx. 92%
Cinzas	máx. 0,7%

Aprovado por	Revisão	Data da Revisão
 Leandro M. Abatepaulo CRQ IV 63.159 Químico Responsável	01	08 - 04 - 2.011

-Rua Miguel Couto, 131 - loja - Rio de Janeiro - RJ
Fone: (21) 2233-7060 - Fax: (21) 2253-6670 - e-mail: vendas@bherzog.com.br
www.bherzog.com.br