

Universidade Federal do Rio de Janeiro

Escola Politécnica

Departamento de Eletrônica e de Computação

***Hardware* para a Tomografia por Bioimpedância
Utilizando Demodulação em Quadratura e Chaves Analógicas**

Autor: _____
Filipe Maia Lessa Pinheiro

Orientador: _____
Prof. Alexandre Visintainer Pino, D. Sc.

Examinador: _____
Prof. Marcio Nogueira de Souza, D. Sc.

Examinador: _____
Prof. Frederico Caetano Jandre Assis Tavares, D. Sc.

DEL

Março de 2013

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

Escola Politécnica – Departamento de Eletrônica e de Computação

Centro de Tecnologia, bloco H, sala H-217, Cidade Universitária.

Rio de Janeiro – RJ CEP 21949-900

Este exemplar é de propriedade da Universidade Federal do Rio de Janeiro, que poderá incluí-lo em base de dados, armazenar em computador, microfilmear ou adotar qualquer forma de arquivamento.

É permitida a menção, reprodução parcial ou integral e a transmissão entre bibliotecas deste trabalho, sem modificação de seu texto, em qualquer meio que esteja ou venha a ser fixado, para pesquisa acadêmica, comentários e citações, desde que sem finalidade comercial e que seja feita a referência bibliográfica completa.

Os conceitos expressos neste trabalho são de responsabilidade do(s) autor(es) e do(s) orientador(es).

DEDICATÓRIA

Dedico este projeto aos meus pais, Denise Maia e Paulo Marinho, à minha irmã, Fernanda Maia e à pessoa que estará pra sempre em meu coração, minha namorada, Cíntia Legramanti.

AGRADECIMENTO

Quero agradecer primeiramente à minha família pelo apoio incondicional que sempre tive. Minha mãe merece um destaque especial nessa página por saber de todas as dificuldades que eu passei para concluir essa etapa de minha vida. Todas as suas palavras de conselho e apoio me motivaram cada vez mais e por isso, o meu agradecimento à você, mãe, é especial. Amo-te demais. Momentos de reflexões e apoio eu pude obter com a ajuda de meu pai. Muitas conversas informais que tivemos, seja ela andando de bicicleta ou jogando sinuca, seus conselhos eram dados e estes eu estava sempre disposto a ouvir. Agradeço a minha irmã por me "aturar" o tempo todo e ajudar a manter a minha alegria com a sua irreverência. Claro que muitas discussões nós já tivemos, e através delas, muitas coisas boas foram colhidas como resultados.

Agradeço a Cíntia Legramanti, minha namorada, por ter convivido comigo durante quase toda a minha graduação. Você me ajudou nos momentos mais difíceis que tive, sejam eles com disciplinas, projetos, estágios, etc., usando suas palavras de conforto e serenidade. Muito carinho eu recebi durante todo esse tempo que estou com você e posso dizer com toda a certeza que se eu estou concluindo essa etapa, a sua contribuição para tal é imensurável. Muito obrigado por tudo, te amo muito!

Agradeço a todos os professores que eu tive em toda a minha vida. Seus ensinamentos, ou a falta deles me fizeram ser a pessoa que sou humilde e grata a tudo. Digo isto, pois estudei a vida inteira em escolas públicas, inclusive a faculdade e sei que muitos professores não gostam do que fazem já outros, mereciam placas, estátuas e tudo mais para imortalizar a sua presença na Terra.

Agradeço aos grandes amigos que fiz na faculdade, em especial ao Patrick Svaiter que ao longo desses anos foi o meu ombro amigo para me ajudar a tomar decisões e dar conselhos importantes sobre tudo. Já observei que amigos seguem ciclos, que eles mudam e o contato vai diminuindo de acordo com os rumos que damos em nossas vidas, mas a lembrança é pra sempre.

Um agradecimento que seria impossível faltar aqui é para o grande amigo que fiz no Laboratório de Instrumentação Biomédica, Felipe Dalvi. Além de várias conversas que tivemos a sua contribuição neste projeto merece destaque. Muito obrigado pela sua disponibilidade e por ter sido muito solícito sempre que eu precisei de sua ajuda. Parafraçando-lhe, valeu Felipão!!!

Agradeço aos meus orientadores, Pino e Marcio por terem me ajudado a concluir esse trabalho e pelos ensinamentos que obtive de ambos quando foram além de orientadores de iniciação científica, meus professores de disciplinas da graduação.

Por fim, agradeço a todos que não citei aqui, mas que fizeram e fazem parte de minha vida.

Ter estudado na Universidade Federal do Rio de Janeiro me dá muito orgulho e tenho certeza que aos meus pais também. Eu levarei este comigo pra onde quer que eu esteja durante toda a minha vida.

Concordo com a sugestão de agradecimento dada no modelo do arquivo disponibilizado pelo Departamento de Engenharia Eletrônica para a escrita do Projeto de Graduação e desta forma, aqui está: “Agradeço ao povo brasileiro que contribuiu de forma significativa à minha formação e estada nesta Universidade. Este projeto é uma pequena forma de retribuir o investimento e confiança em mim depositados.”.

RESUMO

Tomografia por Bioimpedância Elétrica (TBE) é uma nova técnica de imageamento tomográfico livre de irradiação, não invasivo e portátil. O TBE coleta dados para gerar imagens a partir de circuitos que foram projetados para fornecer a um computador informações de variações da impedância de um tanque circular contendo uma solução salina que possui características elétricas semelhantes às dos tecidos humanos. O TBE que foi desenvolvido neste trabalho utiliza uma fonte de corrente senoidal que é injetada no modelo de bioimpedância através de um eletrodo, e esta é drenada por outros 15 que se encontram equidistantes entre si e virtualmente aterrados por amplificadores de transresistência. Esse procedimento é repetido até que todos os eletrodos tenham injetado corrente uma vez. Um circuito de chaveamento foi projetado para comandar as injeções e drenagem de corrente pelos eletrodos. Um circuito de demodulação em quadratura foi implementado para obter as medidas de módulo e fase do sinal de corrente que passa por cada eletrodo. Esses valores de módulo e de fase são guardados em matrizes através do *software* de controle do TBE e em seguida, utiliza-se um algoritmo, em MatLab®, para reconstruir as imagens da variação da bioimpedância que está sendo avaliada utilizando os valores armazenados nas matrizes. Os testes mostraram que o circuito de chaveamento executa cada troca de estados dos eletrodos em aproximadamente 30 microssegundos e a etapa de demodulação precisa de 284 milissegundos para fornecer os valores de módulo e fase da corrente que está fluindo por cada eletrodo. Ao terminar o chaveamento e a demodulação dos 16 canais, é possível a reconstrução de imagens de cortes tomográficos do desbalanceamento da bioimpedância provocados por objetos isolantes.

Palavras-Chave: Tomografia, bioimpedância, chaves analógicas, quadratura.

ABSTRACT

Bioelectrical Impedance Tomography (BIT) is a new tomographic imaging methodology of irradiation free, noninvasive and portable. The BIT collects data to generate images from circuits that are designed to provide information to a computer of variations in impedance of a circular model that has electrical characteristics similar to human tissue. The BIT that developed in this paper utilizes a sinusoidal current source which is injected into the model of bioimpedance through an electrode, and this is drained for another 15 which are equidistant from each other and virtually grounded by transresistance amplifiers. This procedure is repeated until all electrodes have once injected current. A switching circuit is designed to control injections and drain current through the electrodes. A quadrature demodulation circuit was implemented to obtain measures of magnitude and phase of the signal current that passing through each electrode. These values of magnitude and phase, is stored in arrays through the control BIT software and then uses an algorithm in MatLab ®, to reconstruct the images of the variation of bioelectrical impedance being measured using the stored values in arrays. The tests showed that the switching circuit performs each change of state of electrodes in approximately 30 microseconds and the step of demodulating requires 284 milliseconds to provide the values of magnitude and phase of the current flowing in each electrode. When finished switching and demodulation of 16 channels, it is possible the reconstruction of tomographic images of the unbalance of bioimpedance caused by insulating objects.

Key-words: Tomography, bioimpedance, analog switches, quadrature.

Sumário

1	INTRODUÇÃO.....	1
1.1	Tema.....	1
1.2	Delimitação.....	1
1.3	Localização.....	1
1.4	Justificativa.....	2
1.4.1	Tomografia Computadorizada (TC).....	2
1.4.2	Ressonância Magnética (RM).....	3
1.4.3	Tomografia por Bioimpedância Elétrica (TBE).....	4
1.5	Objetivos.....	5
1.6	Metodologia.....	5
1.7	Descrição.....	7
2	FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	8
2.1	Bioimpedância.....	8
2.1.1	Características dos Tecidos Biológicos.....	8
2.2	Sistemas de Medição de Bioimpedância.....	10
2.2.1	Sistema Bipolar.....	10
2.2.2	Sistema Tetrapolar.....	11
2.3	As Configurações de Medidas de Bioimpedância.....	12
2.3.1	Configuração Multiportas.....	12
2.3.2	Configuração Multiterminais.....	13
2.4	Fonte de Tensão.....	14
2.5	Fonte de Corrente.....	14
2.6	Demodulação em Quadratura.....	15

2.7	Tomografia por Bioimpedância Elétrica (TBE)	16
2.7.1	Componentes do Tomógrafo por Bioimpedância.....	16
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	18
3.1	Visão Geral	18
3.2	Modelagem da Bioimpedância	19
3.2.1	Representação do Tecido Biológico	20
3.3	Fonte de Tensão.....	21
3.4	Fonte de Corrente	21
3.4.1	Gerador de Tensão.....	21
3.4.2	Conversor Tensão-Corrente.....	21
3.5	Sistema de Chaveamento dos Eletrodos.....	22
3.5.1	Comando do <i>Software</i>	22
3.5.2	Dispositivos Eletrônicos Utilizados	22
3.5.3	Avaliação do Tempo de Chaveamento dos Dispositivos	23
3.5.4	Avaliação das Chaves Analógicas.....	24
3.6	Sistema de Demodulação em Quadratura.....	25
3.6.1	Amplificador de Transimpedância e Tensão de Referência	26
3.6.2	O Demodulador em Quadratura	27
3.7	Circuito Projetado.....	28
4	RESULTADOS	30
4.1	<i>Hardware</i> Implementado.....	30
4.2	Sistema de Chaveamento.....	31
4.2.1	Demultiplexador	31
4.2.2	Optoacoplador	32
4.2.3	Chave Analógica.....	32

4.3	Sistema de Demodulação em Quadratura.....	34
4.3.1	Circuito de Transresistência	35
4.3.2	Saídas de Módulo e de Fase	35
4.4	Imagens Reconstruídas	38
4.5	Imagens Produzidas pelo TBE Anterior.....	40
5	DISCUSSÃO	43
5.1	Implementação da PCI.....	43
5.2	Sistema de chaveamento.....	43
5.3	Demodulação em quadratura.....	44
5.4	Imagens Reconstruídas	45
6	CONCLUSÕES	46
7	BIBLIOGRAFIA	47
8	APÊNDICE A	49
8.1	Circuito Completo	49
9	ANEXO A	50
9.1	Datasheet do CI AD8302.....	50

Lista de Figuras

Figura 1: Linhas cheias representam a passagem de corrente de baixa frequência e linhas tracejadas representam a corrente de alta frequência que passam pelo tecido biológico.	9
Figura 2: Sistema bipolar de media de bioimpedância e sua modelagem elétrica.	11
Figura 3: Sistema tetrapolar de media de bioimpedância e sua modelagem elétrica.	12
Figura 4: Configuração multiportas. Representação das densidades de corrente elétrica (linhas cheias) e das linhas equipotenciais (linhas tracejadas).	13
Figura 5: Configuração multiterminais. Representação das densidades de corrente elétrica (linhas cheias) e das linhas equipotenciais (linhas tracejadas).	14
Figura 6: Diagramação do funcionamento do Tomógrafo por Bioimpedância Elétrica.	17
Figura 7: Esquemático de representação do funcionamento do <i>hardware</i> projetado.	19
Figura 8: Modelagem de bioimpedância com componentes eletrônicos.	20
Figura 9: Tanque circular contendo solução salina para representar as características do tecido biológico.	20
Figura 10: Procedimento de medida do tempo de transição de estados de cada dispositivo eletrônico que compõem a etapa de chaveamento do circuito.	23
Figura 11: Esquemático do teste de condução do sinal de corrente pela chave analógica.	24
Figura 12: Esquemático do teste de corte do sinal de corrente pela chave analógica.	24

Figura 13: Chaveamento do sinal da fonte de corrente proporcionado pela chave analógica.....	25
Figura 14: Funcionamento simplificado do demodulador em quadratura.....	26
Figura 15: Esquemático do procedimento de demodulação em quadratura.	27
Figura 16: Circuito projetado do demodulador em quadratura com <i>buffers</i> de entrada, capacitores de acoplamento, demodulador em quadratura, capacitores de filtro na saída e circuito de ganho na saída.	28
Figura 17: Todo o circuito projetado para o funcionamento do TBE.	29
Figura 18: Placa que compõe a etapa de chaveamento e de demodulação de cada eletrodo do TBE.	30
Figura 19: <i>Hardware</i> completo, 16 canais.	31
Figura 20: Tempo de resposta da saída do demultiplexador.	32
Figura 21: Tempo de transição de estados do optoacoplador.....	32
Figura 22: Tempo de transição de estados da chave analógica.	33
Figura 23: Fonte de corrente percorrendo a chave analógica no estado “ligada”. Sinal da fonte de corrente antes (Canal 1) e depois (Canal 2) da chave analógica.....	33
Figura 24: Fonte de corrente percorrendo a chave analógica no estado “desligada”. Sinal da fonte de corrente antes (Canal 1) e depois (Canal 2) da chave analógica.....	34
Figura 25: Fonte de corrente sendo chaveada pelo dispositivo.....	34
Figura 26: Sinal de referência (canal 1) e saída do amplificador de transresistência (Canal 2).....	35
Figura 27: Relação linear entre o módulo da impedância do modelo e o valor de tensão obtido na saída de módulo do demodulador.	36
Figura 28: Saída de módulo e fase do demodulador em quadratura. Canais 1 e 2 respectivamente.	37
Figura 29: Tempo de resposta das saídas de módulo e fase do demodulador em quadratura. Canais 1 e 2 respectivamente.	37

Figura 30: Imagens reconstruídas a partir do TBE projetado. Em cada linha há uma imagem real do tanque, a imagem reconstruída de módulo e outra imagem de fase.....	40
Figura 31: Imagens reconstruídas a partir do TBE anterior. Em cada linha há uma imagem real do tanque e a imagem reconstruída de módulo.....	42

Capítulo 1

1 Introdução

1.1 Tema

O tema do trabalho é o imageamento de cortes tomográficos a partir de valores de impedâncias de um modelo criado com solução salina capaz de conduzir uma corrente elétrica que seja injetada no mesmo. Esse tipo de reconstrução de imagens é chamado de Tomografia por Bioimpedância Elétrica (TBE) ou Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) e a sua proposta é produzir imagens tomográficas a partir das características elétricas dos tecidos biológicos.

1.2 Delimitação

O objeto de estudo é o tecido biológico tal que seja possível a observação de seu comportamento ao ser excitado por uma corrente elétrica de baixa amplitude. A característica de oposição ao fluxo de corrente elétrica imposta pelo tecido, chamada de bioimpedância, pode ser mensurada e processada com a ajuda de uma etapa computacional. O sistema delimita-se em medir os valores de bioimpedância e fornecê-los ao *software* para que possa ser feita a reconstrução da imagem de bioimpedância.

1.3 Localização

A tomografia é uma ferramenta que auxilia os médicos a diagnosticarem vários problemas de saúde sem que haja a necessidade de cortes ou perfurações no paciente reduzindo o tempo de elaboração de um resultado clínico do mesmo.

A Tomografia Computadorizada e a Ressonância Magnética são dois tipos para o imageamento tomográfico não invasivo de tecidos. Existem outras técnicas de imageamento de tecidos, como por exemplo, a Ultrassonografia. A localização deste

projeto está no desenvolvimento de uma nova técnica que possibilite uma forma, de se obter imagens tomográficas. Essa nova metodologia não é nociva à saúde do paciente, desde que sejam seguidas normas para a injeção de corrente no paciente, quando o mesmo é submetido ao exame tomográfico.

1.4 Justificativa

Durante o século XX, o desenvolvimento tecnológico cresceu vertiginosamente. Assim diversas áreas de conhecimento foram contempladas com melhorias provenientes de tal feito. Uma das áreas que obteve grandes melhorias a partir do avanço tecnológico foi a medicina, principalmente no setor de diagnósticos [1]. Durante o século passado, muitas técnicas de imageamento de tecidos biológicos foram surgindo.

Devido ao crescente avanço da tecnologia, as imagens produzidas pelos equipamentos foram se tornando cada vez melhores e novas técnicas de obtenção das mesmas foram sendo descobertas. Assim, o avanço tecnológico não só possibilitou a melhoria de imagens reconstruídas, mas também viabilizou novas possibilidades de se obter os resultados de um imageamento não invasivo e sem consequências nocivas ao paciente.

As principais formas de reconstrução de imagens tomográficas para diagnósticos médicos existentes serão discutidas a seguir, sendo a última, Tomografia por Bioimpedância Elétrica, o foco do trabalho aqui desenvolvido. Cada técnica tem as suas particularidades, sendo que todas possuem prós e contras, como veremos a seguir. Como imagens tomográficas são mais conhecidas através da Tomografia Computadorizada e pela Ressonância Magnética, estas serão explicadas nesta Seção do trabalho.

1.4.1 Tomografia Computadorizada (TC)

Historicamente a primeira técnica para a obtenção de imagens do corpo humano utilizando agentes externos e sem a necessidade de cortes ou furos foi a técnica de radiação na qual se utilizam Raios-X para a obtenção das imagens, também chamada de Radiografia. Esses raios são projetados de encontro ao paciente que deve permanecer imóvel entre o emissor e o receptor dos Raios-X. O receptor possui detectores que analisam a atenuação sofrida pelos raios de acordo com o material biológico pelo qual

ele atravessou. Deste modo, foi possível reconstruir uma imagem de uma parte do corpo humano utilizando um emissor e um receptor de Raios-X. Desde então, essa técnica foi evoluindo até que se chegasse ao que chamamos hoje de Tomografia Computadorizada (TC). A TC nada mais é que uma evolução da famosa Radiografia, pois o que as diferem são a posição do emissor e do receptor de Raios-X e a quantidade de receptores utilizados. A TC é composta de um anel de aproximadamente 70 cm de diâmetro onde se localiza um emissor de Raios-X e um conjunto de receptores que permanecem na posição diametral do emissor. Esse conjunto é capaz de girar simultaneamente de forma que suas posições sejam sempre opostas. Durante um ciclo completo, ou seja, uma volta de 360°, o conjunto emite e coleta Raios-X [2]. As atenuações sofridas, ao serem atravessados pelo tecido do paciente que se encontra no interior do anel são medidas pelos receptores. Esse giro completo é capaz de fornecer valores suficientes para a reconstrução de imagem de um corte tomográfico [3]. Assim, a TC é capaz de fornecer informações necessárias ao profissional da saúde para o diagnóstico de diversos estados patológicos do paciente.

A técnica da TC é capaz de gerar imagens com grandes definições visuais. Isso é possível devido ao fato que as atenuações coletadas pelos receptores possuem valores diferenciados proporcionalmente ao nível de absorção dos tecidos do corpo humano. Por outro lado, a TC é baseada em radiação e ao expor o paciente com frequência a esses tipos de raios, pode provocar doenças, ou até mesmo alguma modificação no DNA do mesmo [4]. Outro fator que não é muito favorável à TC é o grande porte do equipamento, fazendo-o praticamente imóvel e quando é necessário um exame no aparelho, o paciente deve ser deslocado até o ambiente onde a máquina se encontra. Dependendo da enfermidade da pessoa que necessite desse exame, esse deslocamento pode agravar o seu quadro.

1.4.2 Ressonância Magnética (RM)

A Ressonância Magnética (RM) também conhecida como Ressonância Magnética Nuclear (RMN) é capaz de reproduzir imagens utilizando campo magnético para analisar as estruturas químicas presentes no tecido biológico. Essa é uma importante técnica de diagnóstico que utiliza um comportamento peculiar dos núcleos dos átomos de hidrogênio, visto que no corpo humano há cerca de 70 % de presença de água. O núcleo atômico possui uma propriedade chamada momento angular de spin que

na presença de um campo magnético externo irá gerar dipolos magnéticos [5]. Esses dipolos tendem a se orientar na direção do campo e vibram com frequências naturais diferentes, mas dependente da intensidade do campo magnético que estão imersos [2].

Para gerar um campo magnético bastante intenso, 1,5 Tesla, capaz de estimular os núcleos atômicos do corpo humano, é utilizada uma bobina de grandes dimensões, aproximadamente 2,5 metros de comprimento e 1,5 metros de diâmetro, que é percorrida por uma corrente elétrica de modo a produzir um campo magnético dentro de seu interior. A frequência natural ou frequência de ressonância das moléculas de hidrogênio ao serem submetidas a um campo magnético de 1,5 T é de 63,8 MHz [2]. Assim, essa excitação faz com que haja uma vibração de tais núcleos provocando-as a entrarem em ressonância. Quando há o desligamento da bobina, os spin nucleares de hidrogênio estão vibrando em sua frequência natural e como não há mais excitação, eles tendem a voltar ao seu estado de repouso emitindo assim uma radiação eletromagnética na frequência de 63,8 MHz. Essa é medida e processada por computadores obtendo como resultado uma imagem proporcional à densidade de moléculas de hidrogênio dos tecidos que estão sendo avaliados.

A RM é capaz de produzir imagens bidimensionais de excelente resolução sendo então possível detectar problemas cerebrais e na medula, além de proporcionar também a descoberta de tumores em qualquer órgão do corpo. O que motiva a busca de outras técnicas de imageamento tomográfico é o fato de a RM possuir um grande tubo, onde o paciente deve ser inserido dentro dele sendo que há pessoas claustrofóbicas que podem passar mal durante o exame. Outro fato que impossibilita a realização da tomografia é a utilização de marca-passos e objetos metálicos dentro e fora do corpo do paciente. Além de a RM necessitar de um aparelho de escalas métricas maiores que a TC.

1.4.3 Tomografia por Bioimpedância Elétrica (TBE)

A Tomografia por Bioimpedância Elétrica (TBE) [6] é uma técnica não invasiva, livre de radiação e de relativamente baixo custo, ao se comparar com os demais tipos de técnicas tomográficas, capaz de gerar imagens de órgãos internos por meio do mapeamento da distribuição da impedância elétrica de um sistema biológico, possuindo um grande potencial de aplicação clínica.

A TBE utiliza um sinal de corrente da ordem de microampère que é injetado no indivíduo. Essa corrente é imperceptível ao ser humano e não causa danos à saúde do mesmo.

As dimensões do TBE também são uma vantagem sobre os demais. Por necessitar de um *hardware* relativamente pequeno, da ordem de dezenas de decímetros cúbicos, este pode ser transportado entre ambientes ou distâncias maiores sem a necessidade da operação de máquinas que suportem pesos elevados ou a necessidade de uma desmontagem completa do *hardware* para que este possa ser locomovido. A sua dimensão contribui para a realização da tomografia sem que haja a remoção do paciente para um local específico. O transporte do TBE até a localização do paciente contribui para a segurança e conforto do mesmo.

1.5 Objetivos

O objetivo geral do presente trabalho é, então, produzir imagens de cortes tomográficos de um modelo de bioimpedância (impedância elétrica do tecido biológico) construído para testes. O mesmo já é existente no Laboratório de Instrumentação Biomédica – LIB-COPPE-UFRJ, mas seu *hardware* utiliza relés para chavear ciclicamente os eletrodos e a etapa de demodulação dos sinais, que será discutida ao longo deste projeto é feita por *software*. O trabalho aqui proposto será dedicado ao desenvolvimento de um novo *hardware*. Os objetivos específicos são: (1) Realizar o chaveamento de 16 eletrodos utilizados para a injeção de sinal de corrente utilizando o menor tempo possível, na ordem de microssegundos. (2) Obter do *hardware* um sinal contínuo (DC) que corresponda à variação da corrente que atravessou a bioimpedância por cada eletrodo. (3) Desenvolver o *layout* de uma placa de circuito impresso visando à redução de ruídos entre circuitos analógicos e digitais que integram a mesma e todo o projeto deverá ter a prioridade de utilização de componentes SMD visando à redução espacial do *hardware*.

1.6 Metodologia

Neste trabalho utilizou-se a injeção de uma corrente senoidal para a obtenção de valores de bioimpedância fazendo com que estes sejam exibidos na forma de imagens

na tela de um computador para o usuário. A metodologia para este resultado será descrita a seguir.

Uma fonte de corrente foi utilizada de modo que sua saída forneça uma corrente senoidal com frequência fixa em 50 kHz e amplitude de 800 μ A.

Um modelo de bioimpedância foi criado na forma de um tanque circular com 16 eletrodos equidistantes entre si. No interior, há a presença de uma solução salina representando o tecido humano e tarugos isolantes para modificar a bioimpedância do modelo.

O *hardware* do TBE será responsável por chavear a fonte de corrente para um determinado eletrodo e os 15 restantes serão virtualmente aterrados possibilitando a drenagem de corrente por eles. Essa topologia é denominada de multiterminais, que será explicada na Seção 2.3.2 deste projeto. A corrente, então, passará por um circuito denominado de amplificador de transresistência, capaz de transformar a corrente drenada por cada eletrodo em uma tensão equivalente.

Outra etapa do *hardware* que foi desenvolvido, chamado de demodulador em quadratura será capaz de receber dois sinais senoidais de tensão e assim, fornecerá níveis DC de tensão em suas saídas que serão equivalentes ao módulo da razão dos sinais de entrada e a defasagem dos mesmos. A corrente que será injetada no tanque de solução salina através de um eletrodo e drenada pelos outros 15, produzirá uma tensão sobre a fonte de corrente que estará sendo utilizada. Essa tensão e a tensão de saída do amplificador de transresistência de cada eletrodo serão inseridas na etapa do *hardware* que foi descrita anteriormente. Deste modo, o demodulador será capaz de gerar um sinal DC em sua saída correspondente ao módulo da razão entre a tensão sobre a fonte de corrente e a “corrente” que estará sendo drenada por cada eletrodo e a defasagem entre estes sinais. Ou seja, como a tensão sobre a fonte de corrente não mudará durante todo o processo tomográfico, o demodulador será capaz de fornecer em sua saída informações de módulo e fase do sinal de tensão proporcional a corrente que estará sendo drenada por cada eletrodo.

O TBE utiliza 16 eletrodos, logo, o *hardware* deverá ser replicado 16 vezes para atender o seu funcionamento.

1.7 Descrição

No capítulo 2 será discutida a fundamentação teórica que foi utilizada para o desenvolvimento do projeto aqui demonstrado.

O capítulo 3 apresenta a metodologia utilizada para a implementação de todo o trabalho e os materiais utilizados ao longo do desenvolvimento.

Os resultados são apresentados no capítulo 4.

Toda a discussão dos resultados obtidos no capítulo 4 é discutida no capítulo 5. Nele há inclusive possíveis soluções para melhorias futuras para o projeto.

As conclusões sobre todo o trabalho foram feitas no capítulo 6.

Capítulo 2

2 Fundamentos Teóricos

2.1 Bioimpedância

2.1.1 Características dos Tecidos Biológicos

Historicamente, desde antes de 1950 estudos vêm sendo feitos para determinar as características elétricas dos tecidos biológicos [7]. A caracterização do comportamento dos diferentes tecidos ao serem atravessados por uma corrente elétrica é muito importante para o estudo aqui desenvolvido.

A condução de corrente nos materiais biológicos difere da condução em materiais metálicos. Nos metálicos, há elétrons livres, que, seus deslocamentos provocam o surgimento de uma corrente elétrica. Já os materiais biológicos não possuem tais elétrons, mas há uma grande quantidade de íons livres capazes de se deslocarem, produzindo assim uma corrente iônica.

Cerca de 70% do corpo humano é composto de líquidos, os quais são principalmente constituídos por soluções iônicas e outras substâncias. Grande parte desses fluidos se encontra dentro das células e são chamados de fluidos intracelulares. Já o restante, que se situa ao redor delas é chamado de fluidos extracelulares. Levando-se em consideração essa grande quantidade de íons presentes, pode-se afirmar que o tecido humano possui comportamento de um eletrólito [8].

A membrana celular que está presente em cada célula do corpo humano possui uma característica elétrica semelhante à da capacitância. Esse comportamento é dado pelo fato da composição dela ser de uma bicamada de fosfolipídios que eletricamente atuam como o dielétrico de um capacitor de placas paralelas. Já o fluido intra e extracelular comportam-se de maneira resistiva quando são excitados por uma corrente elétrica.

Sendo feitas tais considerações, pode-se observar que uma análise elétrica dos diferentes tecidos presentes no corpo humano poderá ser realizada, pois a composição dos mesmos possibilita este tipo de análise.

A bioimpedância nada mais é que a oposição imposta pelo material biológico ao fluxo de uma corrente elétrica. Ao ser estimulada por uma corrente elétrica periódica, os valores da bioimpedância apresentarão diferentes medidas para cada frequência que a mesma for submetida. Isso mostra o efeito capacitivo que está presente nos tecidos e que foram comentados anteriormente [9]. Para se aferir os valores da bioimpedância, faz-se necessário a injeção de uma corrente e medir a voltagem nas suas extremidades e, indiretamente pela Lei de Ohm, pode-se obter o valor da impedância elétrica a ela associada [10].

Como há a presença de efeitos capacitivos no material biológico. Ao se injetar corrente elétrica de frequências mais altas, da ordem de centenas de kilohertz, o efeito capacitivo das células que compõem os tecidos se comporta de tal modo que a corrente encontre menos oposição de passagem e sua impedância elétrica seja diminuída. Já, quando é excitada com frequências da ordem de dezenas de kilohertz, o efeito capacitivo atua como um grande opositor à passagem, elevando-se assim o valor da impedância que está sendo avaliada. Tal comportamento pode ser observado na Figura 1. O Modelo elétrico da bioimpedância é mostrado na Seção 3.2 deste trabalho.

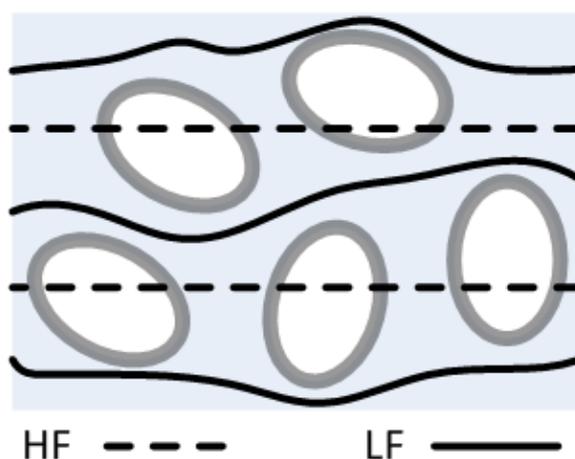


Figura 1: Linhas cheias representam a passagem de corrente de baixa frequência e linhas tracejadas representam a corrente de alta frequência que passam pelo tecido biológico.

Fazendo-se este tipo de medição, é possível avaliar mudanças de valores da bioimpedância frente a determinados estados patológicos que um paciente possa

apresentar. As doenças alteram a composição dos tecidos biológicos de tal maneira que essa variação pode ser medida por uma análise da bioimpedância daquele tecido afetado.

2.2 Sistemas de Medição de Bioimpedância

Para realizar as medidas de bioimpedância, faz-se necessário a utilização de um circuito capaz de fornecer uma corrente de amplitude e frequência controlada e outro capaz de medir a tensão sobre o material que se deseja avaliar. Após serem projetados, deve-se escolher uma maneira de realizar tal medida. Duas formas mais comuns serão expostas a seguir.

2.2.1 Sistema Bipolar

O sistema bipolar de avaliação da bioimpedância é realizado da seguinte forma: Um par de eletrodos é responsável pela aplicação de corrente elétrica (I) no material e no mesmo par, estará conectado o circuito de medição da tensão (V) correspondente à intensidade de corrente que o tecido foi submetido. Esse sistema é mais sensível à variação da impedância do eletrodo de injeção de corrente, pois o mesmo é utilizado para a medição da tensão sobre a bioimpedância. Por outro lado, esse sistema de medida é capaz de fazer a medição de toda a bioimpedância que estará sendo atravessada pela corrente injetada. O sistema bipolar exemplificado e modelado eletricamente pode ser observado na Figura 2.

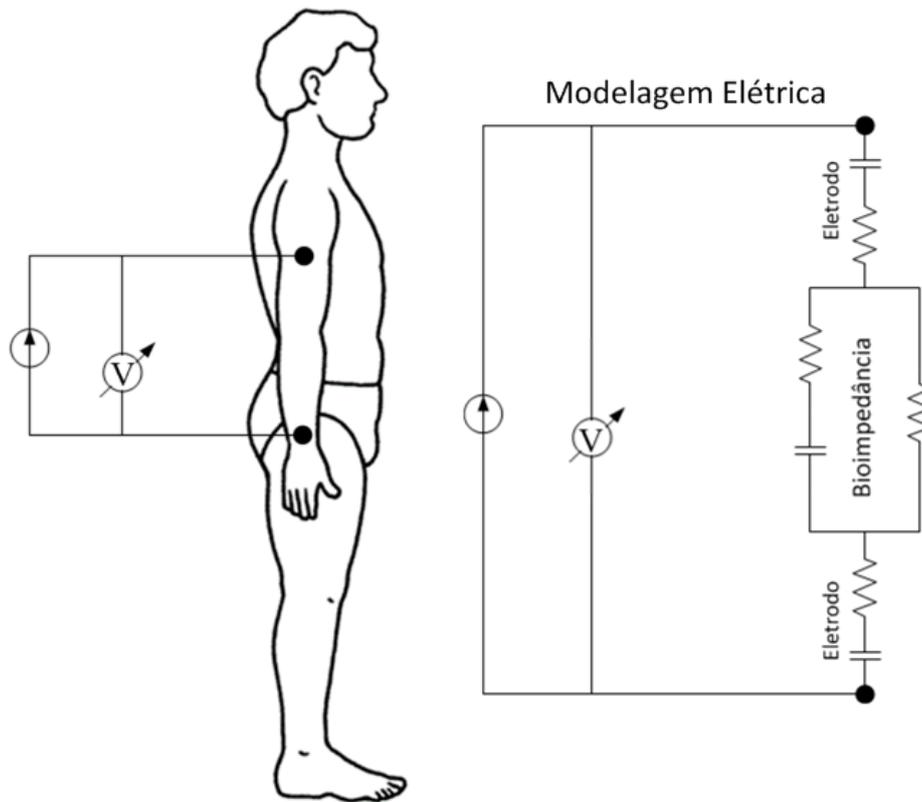


Figura 2: Sistema bipolar de media de bioimpedância e sua modelagem elétrica.

2.2.2 Sistema Tetrapolar

Já no sistema tetrapolar, utilizam-se dois pares de eletrodos para a realização de tal medida. Um par de eletrodos é utilizado para a injeção de corrente (I) enquanto outro par é responsável pela medição da tensão (V) sobre a bioimpedância. Esse sistema não é sensível a variação da impedância existente dos eletrodos de injeção de corrente. Entretanto, a medição da bioimpedância feita por este sistema é sensível à variação de posição dos eletrodos que medem a tensão sobre a bioimpedância, provocando assim erros em tais medidas. O sistema aqui descrito pode ser visualizado na Figura 3 juntamente com a sua modelagem elétrica.

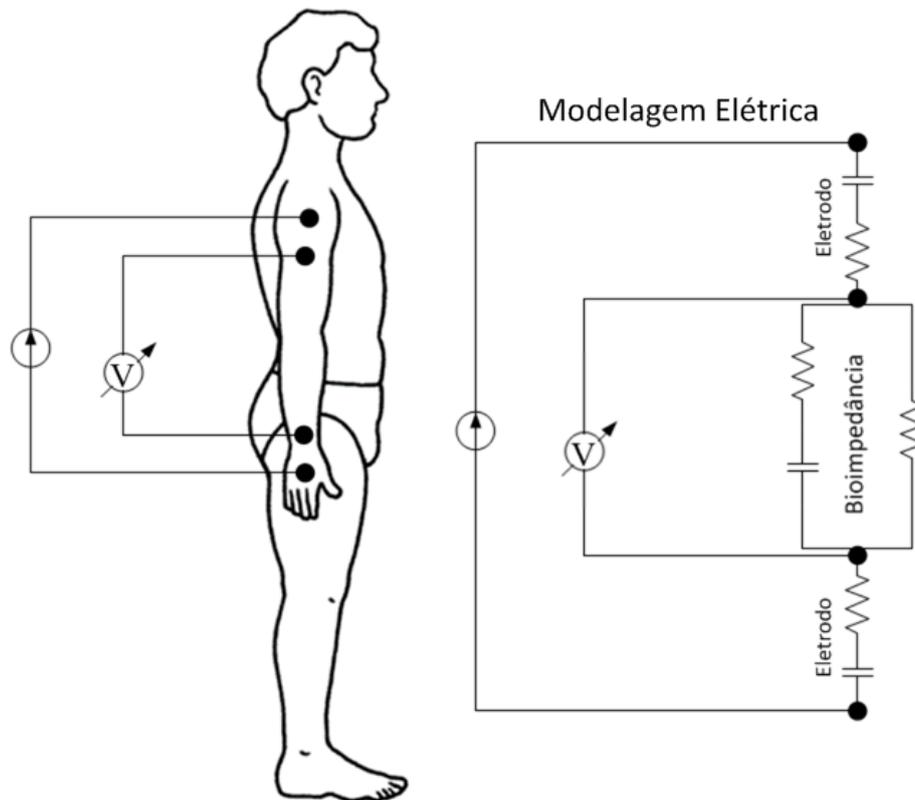


Figura 3: Sistema tetrapolar de media de bioimpedância e sua modelagem elétrica.

2.3 As Configurações de Medidas de Bioimpedância

Para a realização de um corte tomográfico, necessita-se de um arranjo de vários eletrodos de modo que seja possível uma varredura em 360° do tecido a ser avaliado. Desta maneira, há duas configurações que são as mais utilizadas na literatura para realizar medidas como estas e fornecerem dados suficientes para a construção de imagens tomográficas [11].

2.3.1 Configuração Multiportas

A configuração multiportas é baseada no sistema de medição tetrapolar. Essa técnica utiliza a injeção de corrente num par de eletrodos e os outros pares que estão distribuídos uniformemente na periferia do plano, fazem medições de tensão. Dessa forma, é possível se obter dados relativos à bioimpedância para a reconstrução de imagens de cortes tomográficos.

Na Figura 4, pode-se observar a distribuição das densidades de corrente elétrica no plano homogêneo (linhas cheias) e as linhas equipotenciais (linhas tracejadas). Observando tais comportamentos, é possível perceber que na medida em que se aproxima do centro do plano, a densidade da corrente elétrica vai diminuindo, provocando assim uma baixa resolução de representação dessa região.

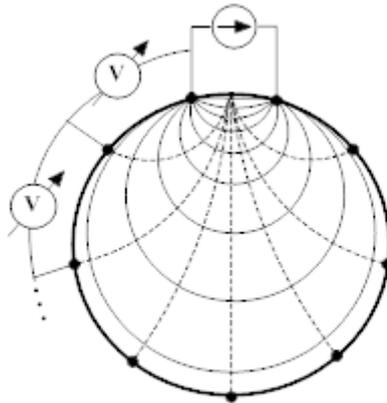


Figura 4: Configuração multiportas. Representação das densidades de corrente elétrica (linhas cheias) e das linhas equipotenciais (linhas tracejadas).

2.3.2 Configuração Multiterminais

A configuração multiterminais tem base na medição bipolar. As informações obtidas do plano que está sendo avaliado são dadas a partir de uma injeção de corrente por um único eletrodo. Os demais, que estão distribuídos na periferia do plano, medem a parcela de corrente que está sendo drenada por cada um deles. Essa parcela de corrente é medida indiretamente. Para isto, ela é avaliada a partir de uma tensão que a mesma produz sobre um circuito amplificador de transresistência [12].

Essa técnica visa contornar o problema da escassez das linhas de campo no centro do material. A injeção de corrente por um único eletrodo e a drenagem dela pelos outros 15, possibilita esta melhoria. Isto pode ser observado pela Figura 5 onde as linhas tracejadas representam as linhas equipotenciais e as linhas cheias, a densidade de corrente elétrica no plano homogêneo.

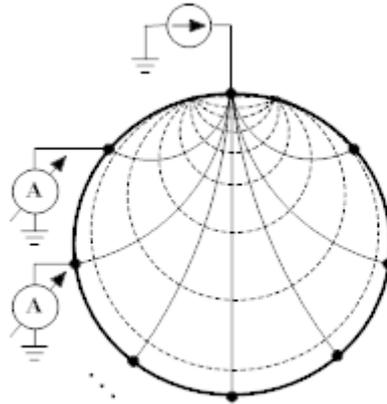


Figura 5: Configuração multiterminais. Representação das densidades de corrente elétrica (linhas cheias) e das linhas equipotenciais (linhas tracejadas).

2.4 Fonte de Tensão

A fonte de tensão é o dispositivo responsável pela alimentação (fonte de energia elétrica) de todo o *hardware* do TBE. Ela é capaz de receber a tensão de corrente alternada da rede elétrica e retificá-la tornando possível que sua saída forneça uma tensão de corrente contínua (DC). Ela fornece tensões de $\pm 5V$ e $\pm 2V$ com referência em $0V$ para os circuitos internos do TBE que foram projetados.

2.5 Fonte de Corrente

É um dispositivo capaz de fornecer uma saída de corrente controlada independente da carga que seja colocada no seu terminal de saída. Essa corrente é gerada proporcionalmente a uma tensão. O circuito capaz de gerar uma corrente a partir de uma tensão é chamado de circuito amplificador de transcondutância.

Tal fonte pode prover uma saída de corrente contínua ou alternada. O TBE utiliza uma corrente alternada de forma senoidal, consequentemente, a tensão de entrada do circuito deve ser alternada e senoidal.

2.6 Demodulação em Quadratura

A demodulação em quadratura tem como finalidade fornecer resultados de variação de amplitude e fase de um sinal senoidal comparando-o com outro também senoidal, sendo este utilizado como referência.

Como uma senóide pode ser representada na forma fasorial, o entendimento da demodulação em quadratura fica mais simplificado. Ao considerar os sinais que tem suas relações matemáticas mostradas nas Equações 1 e 2 e representando-os na forma de fasores, como mostrados nas Equações 3 e 4 podemos proceder com uma demodulação em quadratura entre ambos os sinais.

$$X_1(t) = A_m \text{sen}(\omega t + \varphi_1) \quad \text{Equação (1)}$$

$$X_2(t) = B_m \text{sen}(\omega t + \varphi_2) \quad \text{Equação (2)}$$

$$X_1 = A_m \cdot e^{j\varphi_1} \quad \text{Equação (3)}$$

$$X_2 = B_m \cdot e^{j\varphi_2} \quad \text{Equação (4)}$$

Sendo $X_1(t)$ o sinal que está sendo medido e o $X_2(t)$ o de referência, na forma fasorial, estes podem ser representados no plano complexo. Assim, o fasor de X_1 será um vetor de módulo A_m e ângulo φ_1 com relação ao eixo Real. Já o fasor de X_2 terá valores de módulo e fase iguais a B_m e φ_2 respectivamente. Sendo X_2 o sinal de referência e este um valor fixo. Ao se fazer uma divisão entre X_1 e X_2 , o resultado é um sinal como mostrado na Equação 5.

$$\frac{X_1}{X_2} = \frac{A_m}{B_m} \cdot e^{j(\varphi_1 - \varphi_2)} \quad \text{Equação (5)}$$

Sendo os valores de B_m e φ_2 fixos, a variação de A_m e φ_1 alteram os valores da divisão entre os sinais X_1 e X_2 . Como o resultado da demodulação em quadratura é os valores de módulo e fase entre os sinais senoidais de entrada. Tais valores podem ser associados apenas a variação do sinal X_1 , pois na aplicação deste projeto apenas este sinal varia durante a demodulação.

2.7 Tomografia por Bioimpedância Elétrica (TBE)

A TBE é caracterizada por obter uma imagem planificada do mapeamento de impedância elétrica do tecido biológico [13 e 14]. Como o material biológico é composto por diferentes tecidos que possuem características elétricas diferentes entre si, desta forma a TBE pode ser realizada a fim de buscar doenças ou até mesmo um monitoramento *in vivo*, considerando todos os critérios de segurança para que não haja perigo para o paciente [13]. Essa imagem é proporcionada com a ajuda de um computador que tem a responsabilidade de controlar *hardware* do TBE e recriar uma imagem a partir de dados coletados.

As informações sobre a distribuição das propriedades elétricas internas do corpo humano têm sido muito úteis para uma variedade de problemas clínicos, tais como detecção de embolia ou edema pulmonar, monitoração de atividade cardíaca e do fluxo sanguíneo, monitoração de hemorragia interna, varredura para detecção de câncer de mama, estudo do enchimento estomacal, estudo do acúmulo de líquido pélvico como uma possível causa da dor pélvica, quantificação da severidade da síndrome pré-menstrual pela determinação de quantidade de fluido intra e extracelular, definição do limiar entre vida e morte de um tecido, entre outros [15 e 16]. Contudo, pode-se observar a importância do desenvolvimento da Tomografia por Bioimpedância Elétrica, motivando a elaboração deste projeto.

2.7.1 Componentes do Tomógrafo por Bioimpedância

O TBE é composto por um computador que possui um controlador para comandar o *hardware* e um conversor analógico-digital para receber informações do *hardware* e gerar imagens tomográficas. O *hardware* é composto por uma fonte de tensão, fonte de corrente, sistema de chaveamento e demodulador em quadratura. E por fim, mas não menos importante, o sistema biológico, o qual será medido para o resultado final.

Uma esquematização básica do TBE pode ser observada na Figura 6.

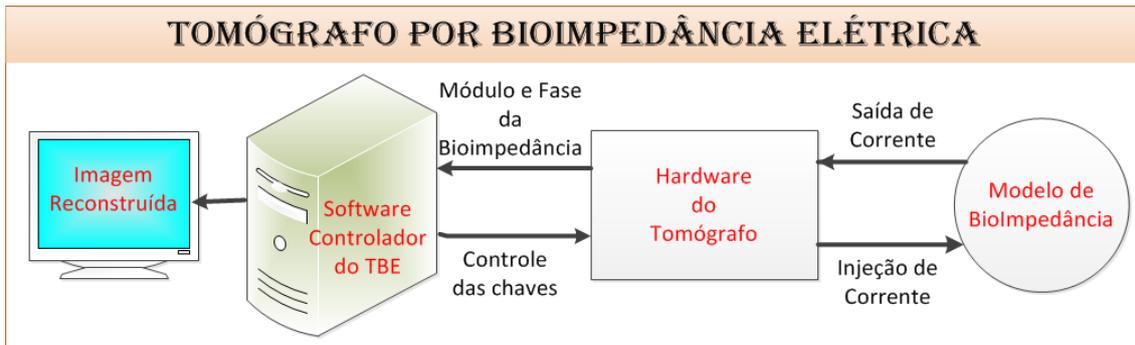


Figura 6: Diagramação do funcionamento do Tomógrafo por Bioimpedância Elétrica.

Capítulo 3

3 Materiais e Métodos

3.1 Visão Geral

A visão geral do *hardware* projetado durante o seu funcionamento pode ser vista na Figura 7. Nela pode-se observar o *hardware* chaveando a fonte de corrente para o modelo de bioimpedância num instante de tempo inicial, t_0 . Num intervalo posterior, Δt , há a troca do eletrodo de injeção de corrente. Assim, sucessivamente, o sistema de chaveamento vai trocando os eletrodos que estão injetando corrente no material e todos os outros que possuem a função de demodulação do sinal coletado. Durante cada intervalo de tempo, Δt , um eletrodo injeta corrente e todos os outros 15 fazem a demodulação do sinal que estão recebendo. Esses valores são armazenados numa linha de uma matriz de dados que representa os valores de módulo e, numa linha de outra matriz que representa a fase. Esses valores são provenientes de cada demodulador. Essas matrizes são criadas pelo *software* que controla o TBE. Após o preenchimento total de cada linha, haverá a troca do eletrodo que está injetando corrente e outra linha abaixo será preenchida com os valores obtidos pelos demoduladores. Isso se repetirá até que duas matrizes de 16 linhas e 16 colunas sejam montadas com resultados de módulo e fase de cada medida. Elas representarão um corte tomográfico, pois seus valores são obtidos a partir de um ciclo completo no material circular que está sendo avaliado.

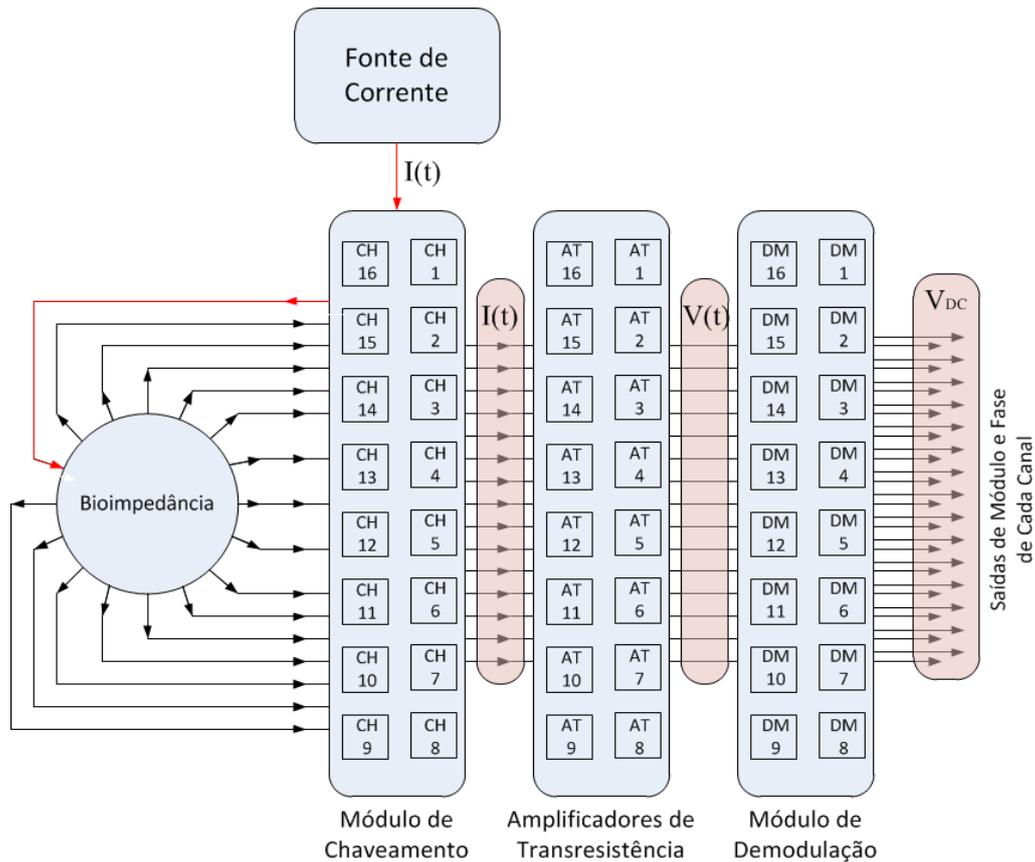


Figura 7: Esquemático de representação do funcionamento do *hardware* projetado.

3.2 Modelagem da Bioimpedância

O tecido biológico pode ser representado por um conjunto de resistores e capacitores. Desta forma, o resistor R_e representa eletricamente a resistência do fluido extracelular das células, já o resistor R_i está representando o fluido intracelular e finalmente, o capacitor C_m representa a bicamada de fosfolipídios encontrada na membrana das células biológicas. Essa modelagem é mostrada pela Figura 8. Os valores aproximados de tais componentes são: R_e vale aproximadamente $1,5\text{ K}\Omega$, R_i tem resistência aproximada de $500\ \Omega$ e C_m é aproximadamente 1 nF .

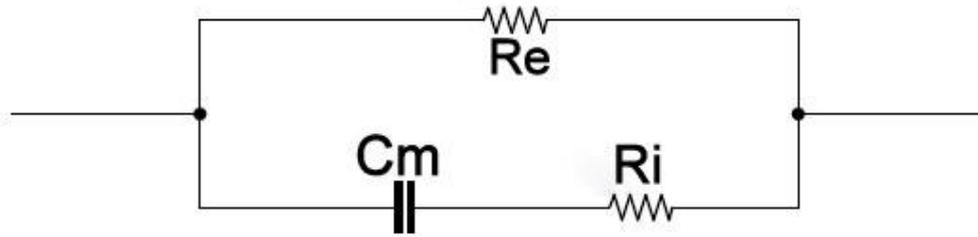


Figura 8: Modelagem de bioimpedância com componentes eletrônicos.

3.2.1 Representação do Tecido Biológico

A representação do tecido biológico é dada por um tanque circular com um raio de 29 centímetros e 7 centímetros de altura confeccionado com PVC e acrílico. Nele é inserida uma solução salina de soro fisiológico e água deionizada de tal maneira que a sua impedância seja capaz de conduzir a corrente elétrica e esta ser avaliada. A solução final no tanque é de 0,008 % P/V. Para tal averiguação, foram distribuídos 16 pinos metálicos equidistantes entre si ao redor do tanque. Esses tem a função de representar os eletrodos. Assim pode-se injetar corrente em um pino e medi-la nos 15 restantes obtendo-se a quantidade de corrente que está fluindo em cada um.

Uma fotografia do tanque que foi descrito anteriormente pode ser observada na Figura 9.

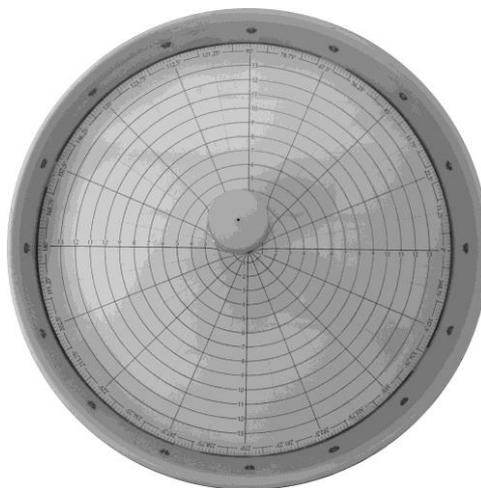


Figura 9: Tanque circular contendo solução salina para representar as características do tecido biológico.

3.3 Fonte de Tensão

A fonte utilizada para a alimentação do *hardware* do TBE é um modelo comercial da marca Mean Well® e de modelo Q-60B. Esse modelo de fonte fornece tensões contínuas em sua saída com valores de $\pm 12V$ e $\pm 5V$. Os circuitos projetados necessitam de $\pm 5V$ e $\pm 2V$ então, foi projetado um circuito extra que utilizasse uma tensão já retificada e filtrada de saída da fonte em uso e abaixasse o seu valor para $\pm 2V$. Foram então utilizados circuitos integrados (CIs) capazes de receberem um sinal de entrada DC e fornecerem em suas saídas tensões de $\pm 2V$. Esses CIs são o LM317 para a tensão de $+2V$ e o LM337 para a tensão de $-2V$ que são reguladores ajustáveis de tensão.

3.4 Fonte de Corrente

A fonte de corrente utilizada foi projetada no Laboratório de Instrumentação Biomédica da Universidade Federal do Rio de Janeiro por Cardoso et al [17]. Essa é caracterizada por gerar uma tensão senoidal de frequência fixa.

3.4.1 Gerador de Tensão

Para produzir esta tensão, foi utilizado o circuito integrado XR2206 que é capaz de fornecer em sua saída uma senóide com frequência variável de acordo com os valores de potenciômetros que são conectados a ele. Esses potenciômetros foram regulados até se obter uma senóide de aproximadamente 50 kHz de frequência.

3.4.2 Conversor Tensão-Corrente

O circuito que transforma a tensão gerada pelo XR2206 em corrente é baseado na utilização de um OTA (Operational Transconductance Amplifier – Amplificador Operacional de Transcondutância). Esse componente é capaz de fornecer em sua saída uma corrente proporcional ao sinal de tensão de entrada. Foi utilizado o OTA CA3080 da Intersil.

3.5 Sistema de Chaveamento dos Eletrodos

O sistema de chaveamento do TBE é composto por um *software* que foi desenvolvido no Laboratório de Instrumentação Biomédica (LIB), que não é o foco do trabalho e por um bloco do *hardware* onde se localizam demultiplexadores e chaves analógicas os quais são controlados por comandos recebidos pelo *software*.

3.5.1 Comando do *Software*

O *software* é responsável por toda a etapa computacional do TBE. Uma parte dele é o que controla o sistema de chaveamento dos eletrodos trocando suas funcionalidades de, ora injetando corrente no material biológico, ora medindo a parcela de corrente que está sendo drenada. Esse controle se dá de forma digital pela placa PCI-6251 (16 *bits*, 1 MHz, National Instruments®) que está inserida no computador, de tal forma que quatro *bits* são utilizados para controlar os 16 eletrodos que estão dispostos no tanque circular. Esses *bits* são decodificados por demultiplexadores com a finalidade de controlar os 16 canais do TBE .

3.5.2 Dispositivos Eletrônicos Utilizados

Para a execução do chaveamento a partir de um sinal digital proveniente do computador, foi necessária a utilização de CIs optoacopladores, demultiplexadores digitais e chaves analógicas.

Utilizaram-se os demultiplexadores para que o sinal de quatro *bits* fosse decodificado e assim pudesse chavear a fonte de corrente para os 16 eletrodos localizados no tanque. Esse sinal decodificado em 16 vias foi inserido no pino de seleção de cada optoacoplador.

Os optoacopladores são inseridos no sistema de chaveamento com a finalidade de isolar o circuito digital proveniente dos demultiplexadores do circuito analógico que compõe o *hardware*. Esse isolamento é capaz de separar a referência do sinal digital, que possui grande quantidade de ruídos provenientes de suas constantes transições de nível lógico, da referência do sinal analógico. Em outras palavras, o Terra do sinal digital é diferente do Terra do sinal analógico. Esse dispositivo, por possuir acoplamento óptico entre dois circuitos, possibilitou o isolamento das duas malhas

existentes no circuito. Assim, o chaveamento proporcionado pelos optoacopladores liga e desliga as chaves analógicas do sistema.

As chaves utilizadas são dispositivos eletrônicos de estado sólido de baixa resistência à passagem de corrente e alta velocidade de transição entre seus estados. Essas chaves possuem encapsulamento SMD (*surface mounted device*) que visam à diminuição do *hardware* do TBE e devido à alta velocidade de chaveamento proporcionada por esse componente, o TBE pode realizar o ciclo completo de alternância dos eletrodos injetores de corrente com tempos da ordem de μs .

3.5.3 Avaliação do Tempo de Chaveamento dos Dispositivos

O tempo de transição dos estados de cada dispositivo utilizado, demultiplexador, optoacoplador e chaves analógicas foram avaliados separadamente. Para fazer tal medida, foi utilizado um sinal de onda quadrada nos pinos de seleção de modo que fosse possível obter um chaveamento de cada componente. Esses sinais foram observados com a ajuda do osciloscópio e assim foi possível observar o tempo de transição de cada dispositivo.

A Figura 10 ajuda a exemplificar tal procedimento.

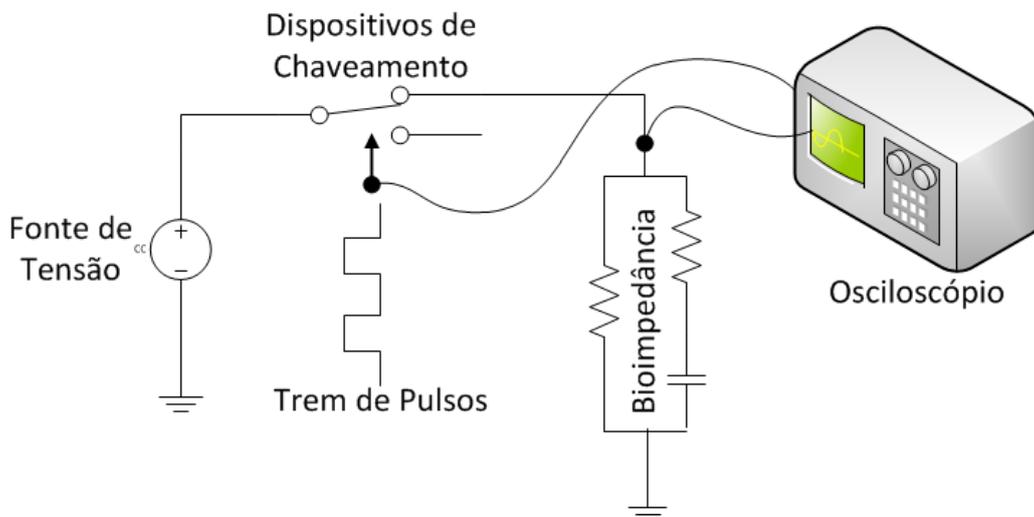


Figura 10: Procedimento de medida do tempo de transição de estados de cada dispositivo eletrônico que compõem a etapa de chaveamento do circuito.

3.5.4 Avaliação das Chaves Analógicas

A chave analógica foi testada separadamente do circuito projetado para se averiguar a sua capacidade de condução e corte da fonte de corrente que foi conectada na mesma. Esse teste é necessário para observar se durante a condução da corrente, tal dispositivo altera o sinal fornecido pela fonte de corrente e também se durante o seu desligamento não haja nenhuma presença deste sinal em sua saída. O esquemático montado para a realização do teste de condução da chave analógica pode ser observado pela Figura 11 e o teste para a verificação do desligamento da mesma pode ser visto pela Figura 12.

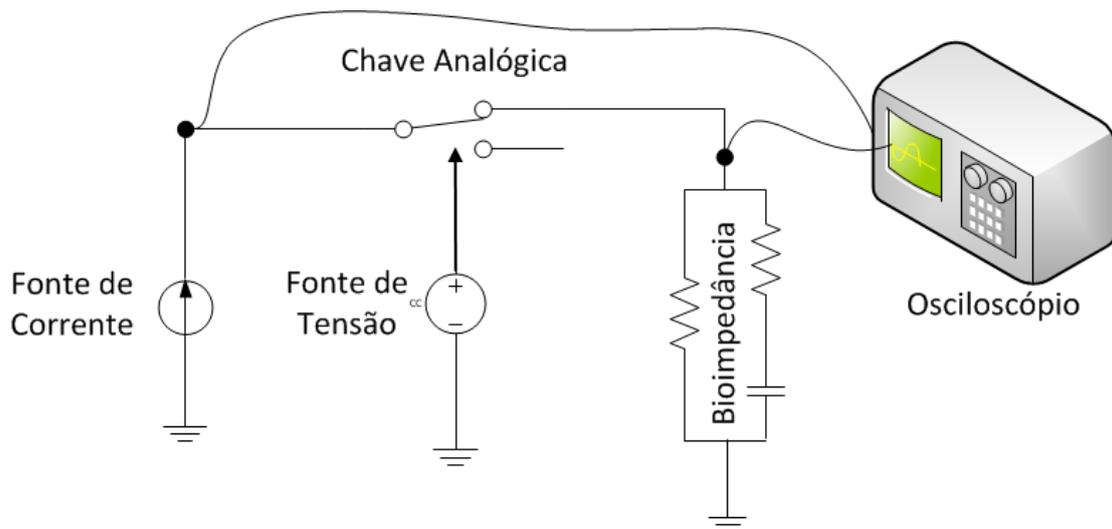


Figura 11: Esquemático do teste de condução do sinal de corrente pela chave analógica.

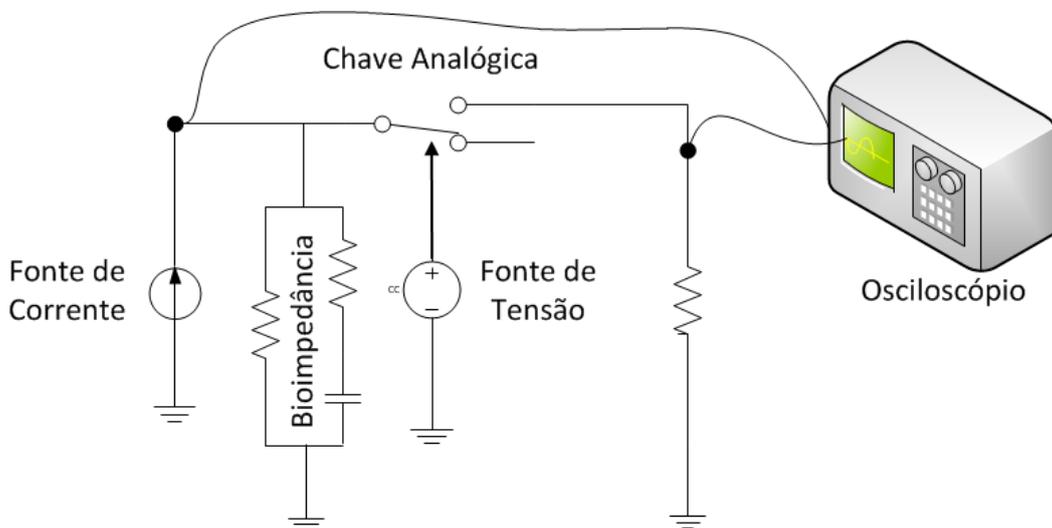


Figura 12: Esquemático do teste de corte do sinal de corrente pela chave analógica.

Outro teste realizado sobre a chave analógica foi a capacidade de chaveamento da fonte de corrente que foi conectada à sua entrada. Esse chaveamento se deu através de um trem de pulsos que ficou ligando e desligando a chave alternadamente. O sinal de saída da chave pôde ser observado com o auxílio de um osciloscópio. O esquemático desta medida é exemplificado pela Figura 13.

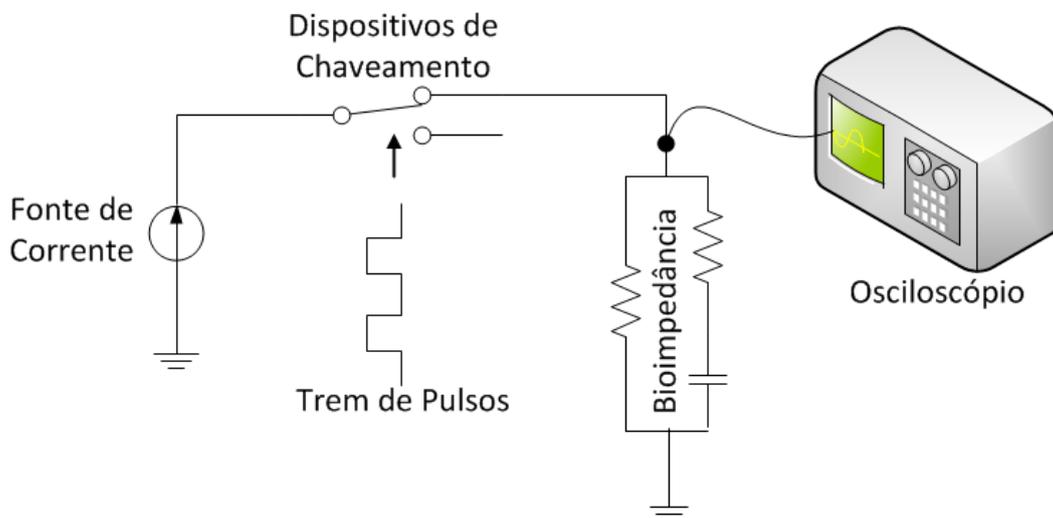


Figura 13: Chaveamento do sinal da fonte de corrente proporcionado pela chave analógica.

3.6 Sistema de Demodulação em Quadratura

O sistema de demodulação em quadratura é composto de um circuito projetado com base no CI AD8302 da Analog Devices. Esse circuito é capaz de receber dois sinais de tensão senoidais de entrada e fornecer em sua saída dois sinais DC relativos à razão de módulo e a diferença de fase entre as senóides de entrada.

Os sinais de entrada são: a tensão de referência que é obtida sobre a fonte de corrente quando a mesma está sendo injetada no modelo de bioimpedância e a tensão proporcional à parcela de corrente que cada eletrodo está drenando por cada bioimpedância. Para um melhor entendimento, um esquemático simples pode ser observado na Figura 14.

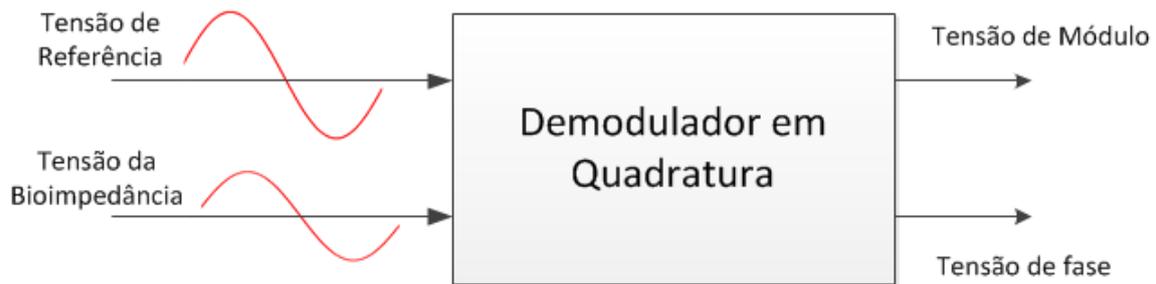


Figura 14: Funcionamento simplificado do demodulador em quadratura.

3.6.1 Amplificador de Transimpedância e Tensão de Referência

A corrente que é drenada por cada eletrodo passa por uma etapa do circuito chamada de amplificador de transimpedância. Esse circuito é responsável por aterrar virtualmente, colocar o potencial em zero volt, cada um dos 15 eletrodos que estão selecionados para drenar a corrente. Essa, então, ao passar por esse circuito, gera uma tensão proporcionalmente a uma resistência fixa conhecida e a corrente que está fluindo por ele. Toda a corrente que virá pelo eletrodo passará obrigatoriamente pelo resistor, pois o amplificador operacional utilizado possui uma alta impedância de entrada fazendo com que a corrente não passe por ele e sim pela resistência de realimentação. Deste modo, um sinal de tensão em sua saída que será utilizado na entrada do CI demodulador como a tensão proporcional à corrente drenada do eletrodo.

A tensão de referência é obtida utilizando-se um *buffer* construído com um amplificador operacional. Esse circuito é caracterizado por copiar uma tensão de entrada para a sua saída sem afetar o valor da mesma de onde está sendo medida. Desta forma, o circuito é capaz de fornecer o valor da tensão de referência ao AD8302. Essa tensão possui amplitude e fase fixa, pois ela é proveniente do produto entre a corrente fornecida pela fonte e o valor total da bioimpedância que está sendo avaliada durante todo o processo tomográfico.

O sinal desta etapa do *hardware* foi verificado. Durante o funcionamento do TBE, o sinal de referência e a tensão de saída do amplificador de transresistência foram observados. Vale ressaltar que essa observação se deu durante o funcionamento do TBE, logo a bioimpedância pela qual a corrente estava atravessando era o tanque circular de solução salina. Por não ser uma impedância composta por componentes discretos, houve presença de ruídos sobre tais sinais.

3.6.2 O Demodulador em Quadratura

A etapa final do sistema de demodulação em quadratura é de responsabilidade do CI utilizado para tal. O sinal de referência, como o próprio nome já diz, é utilizado como um padrão para que o AD8302 possa calcular a razão de módulo e a diferença de fase entre os sinais de entrada. Ao passar pela bioimpedância, a corrente que está sendo drenada pelos eletrodos apresentam a amplitude menor e uma defasagem ao serem comparadas com o sinal de referência. Esses valores são processados internamente pelo AD8302 e fornecidos em sua saída na forma de uma tensão DC.

Todo esse sistema de demodulação pode ser representado simplificado pela Figura 15. Para verificar o funcionamento do demodulador, foram utilizados diversos modelos de bioimpedância com os seus valores de módulo calibrados para comparar com os valores de módulo que o circuito de demodulação estava fornecendo. O procedimento utilizado para esta verificação segue o esquemático mostrado na Figura 15.

A implementação do demodulador com os componentes eletrônicos que foram utilizados é exibida na Figura 16. Neste circuito foram utilizados *buffers* na entrada para que o processo de demodulação não interfira na tensão que está sendo medida, capacitores de acoplamento para acoplar os sinais senoidais de saída dos *buffers*, o CI demodulador, capacitores de filtro nas saídas do demodulador para filtrar o sinal DC de saída e por fim um circuito amplificador de tensão para elevar o nível DC de saída do demodulador utilizado.

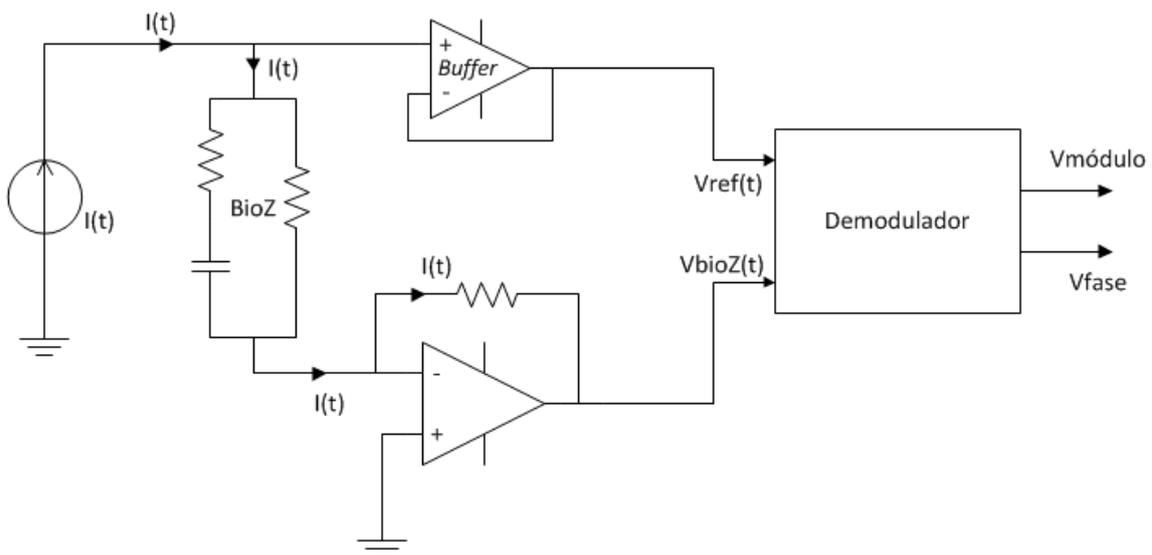


Figura 15: Esquemático do procedimento de demodulação em quadratura.

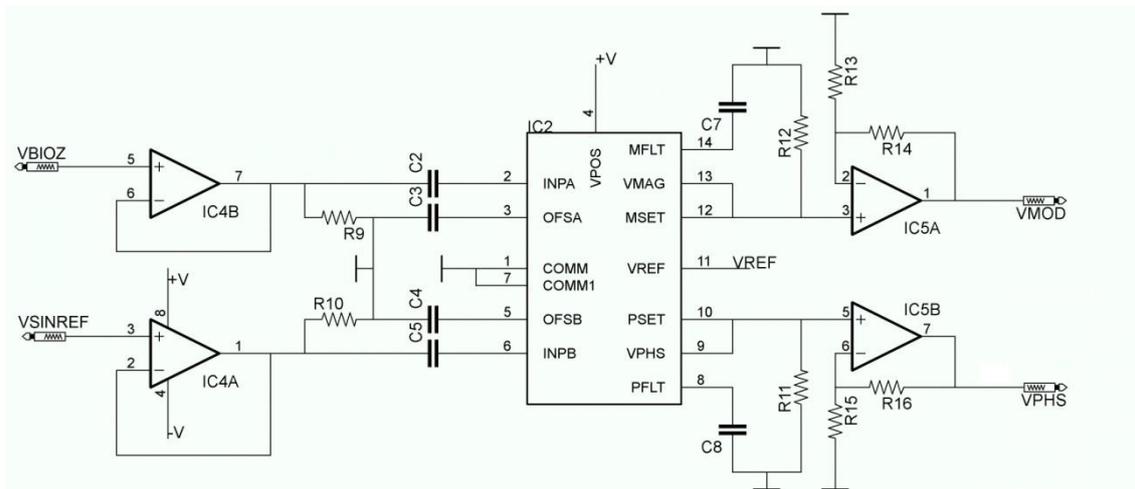


Figura 16: Circuito projetado do demodulador em quadratura com *buffers* de entrada, capacitores de acoplamento, demodulador em quadratura, capacitores de filtro na saída e circuito de ganho na saída.

3.7 Circuito Projetado

O circuito do *hardware* projetado pode ser observado na Figura 17. Este contém etapa de demodulação de cada canal e o sistema de chaveamento, com exceção dos demultiplexadores que foram inseridos numa placa-base que foi projetada para controlar o circuito e possibilitar as saídas de módulo e fase dos demoduladores. O mesmo circuito também é exibido no Apêndice A, porém sem marcações que dividem o circuito em etapas como é mostrado abaixo e com os valores dos componentes que foram utilizados.

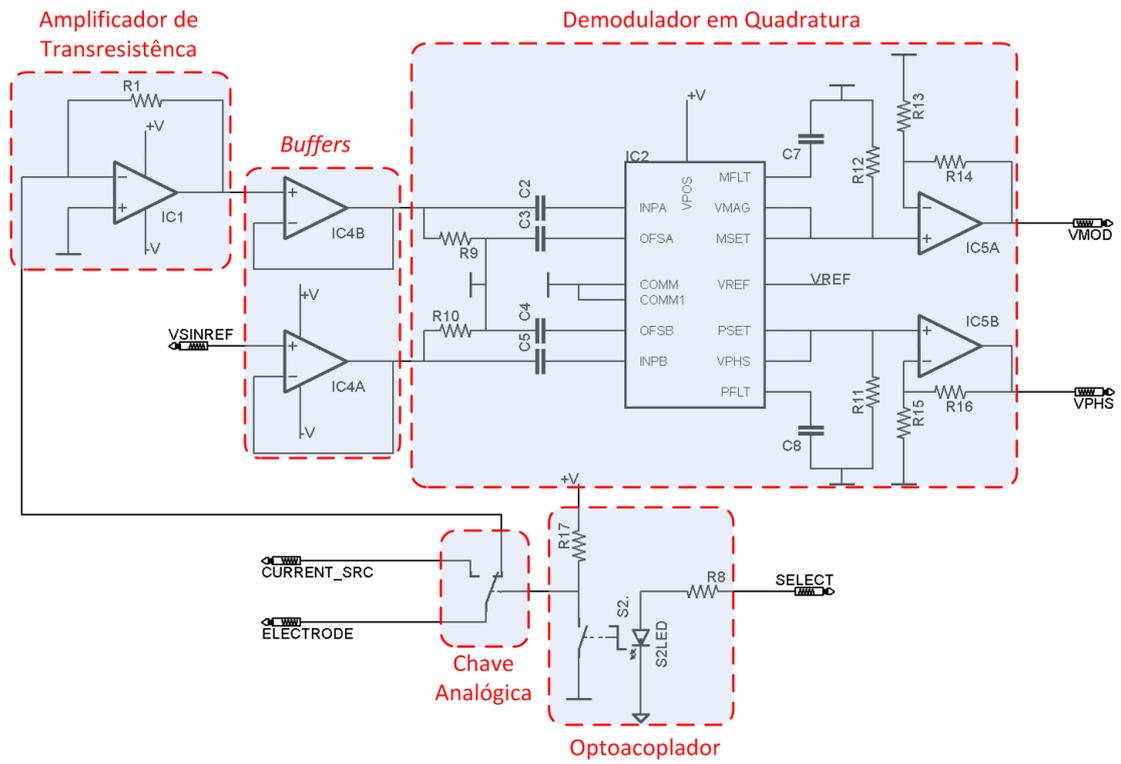


Figura 17: Todo o circuito projetado para o funcionamento do TBE.

Capítulo 4

4 Resultados

4.1 *Hardware* Implementado

O circuito projetado foi implementado em uma Placa de Circuito Impresso (PCI) e então, foi inserido no TBE para que fossem feitos testes para analisar o seu funcionamento.

A Figura 18 mostra a PCI desenvolvida para cada canal do TBE



Figura 18: Placa que compõe a etapa de chaveamento e de demodulação de cada eletrodo do TBE.

Na Figura 19 pode ser observada a implementação de todos os 16 canais em PCI.

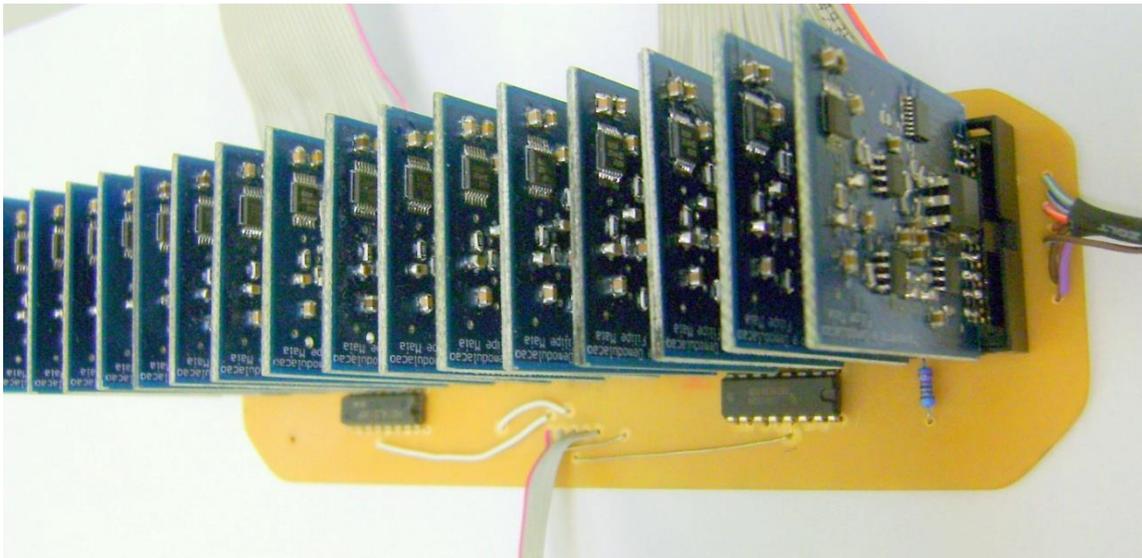


Figura 19: *Hardware* completo, 16 canais.

4.2 Sistema de Chaveamento

O sistema de chaveamento foi analisado para avaliar o tempo de transição dos estados de cada dispositivo.

4.2.1 Demultiplexador

O demultiplexador, que tem a função de decodificar os quatro *bits* que são recebidos pelo sistema de controle do TBE, apresentou um tempo de resposta em sua saída de aproximadamente 100 ns. Uma imagem do osciloscópio que foi utilizado para avaliar esse tempo é exibida pela Figura 20.

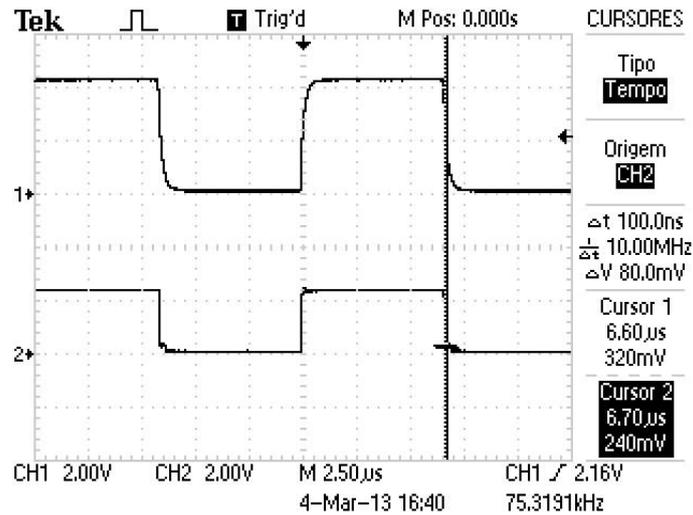


Figura 20: Tempo de resposta da saída do demultiplexador.

4.2.2 Optoacoplador

De todo o sistema responsável por chavear os eletrodos, o optoacoplador é o mais lento de todos. Ele apresentou um tempo transiente de 90 % de seu valor máximo com aproximadamente 28 μ s como é visto na Figura 21.

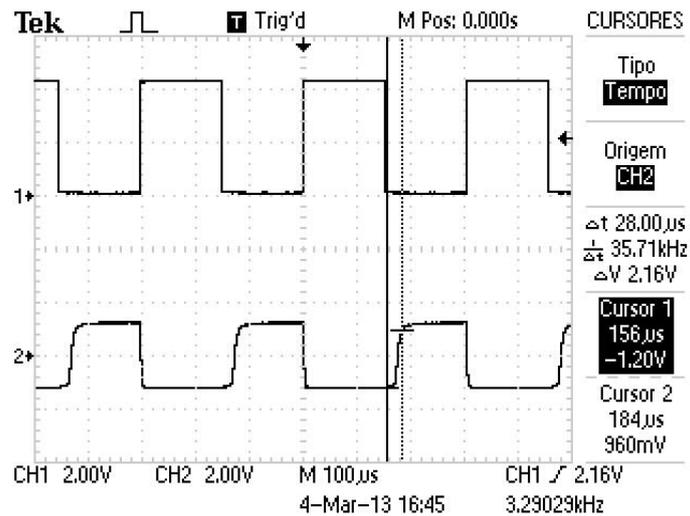


Figura 21: Tempo de transição de estados do optoacoplador.

4.2.3 Chave Analógica

A chave analógica é responsável pela troca das posições dos eletrodos. Ela apresentou um tempo de chaveamento em torno de 200 ns. Esse tempo medido é mostrado na Figura 22.

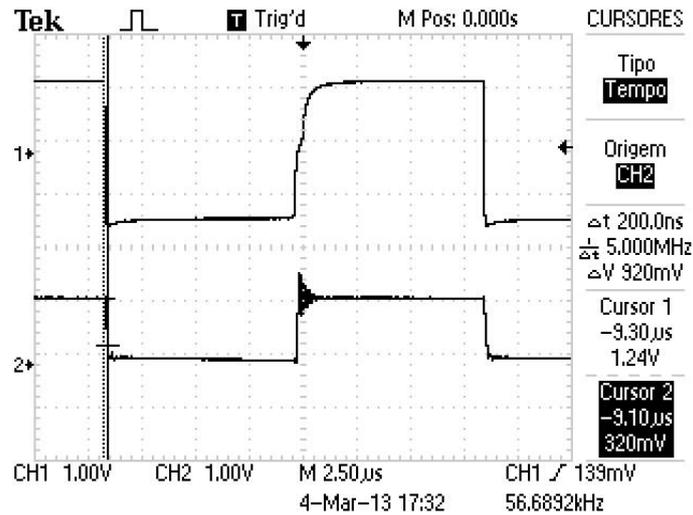


Figura 22: Tempo de transição de estados da chave analógica.

Como a responsabilidade deste dispositivo é conduzir o sinal de corrente gerado pela fonte, foi observado esse sinal ao ser atravessado por tal dispositivo. Duas imagens podem ser observadas nas Figura 23 e Figura 24, que mostram a senóide da fonte de corrente na saída da chave analógica, estando ela nos estados ligado e desligado.

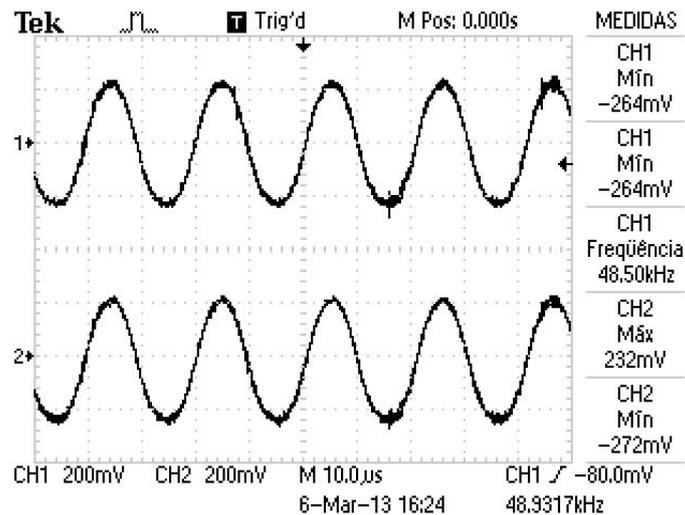


Figura 23: Fonte de corrente percorrendo a chave analógica no estado “ligada”. Sinal da fonte de corrente antes (Canal 1) e depois (Canal 2) da chave analógica.

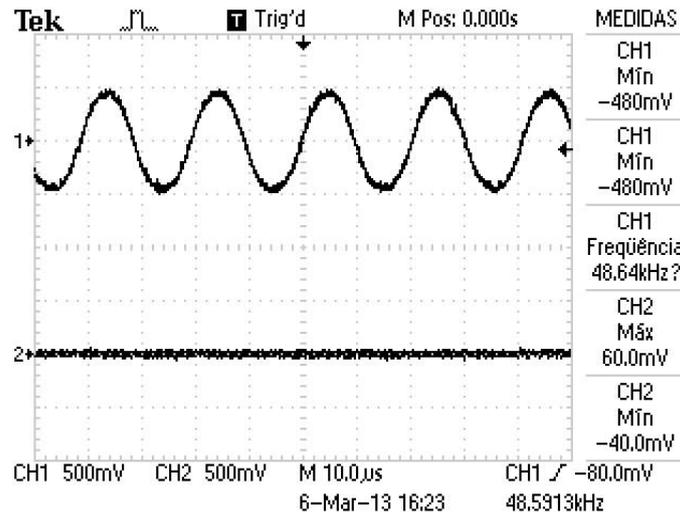


Figura 24: Fonte de corrente percorrendo a chave analógica no estado “desligada”. Sinal da fonte de corrente antes (Canal 1) e depois (Canal 2) da chave analógica.

Uma análise final, mas não menos importante da chave, é o seu funcionamento ao chavear a fonte de corrente. Esse teste é essencial para ter certeza de que o dispositivo é capaz de chavear a fonte de corrente rapidamente sem que haja interferências durante o processo. A Figura 25 mostra o resultado desse teste.

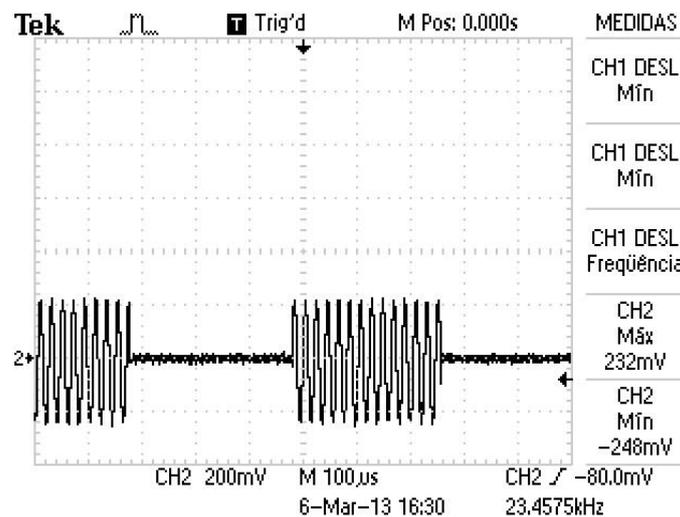


Figura 25: Fonte de corrente sendo chaveada pelo dispositivo.

4.3 Sistema de Demodulação em Quadratura

Para testar o funcionamento do sistema de demodulação em quadratura, foi analisado o circuito de transresistência e as saídas do demodulador.

4.3.1 Circuito de Transresistência

A Figura 26 mostra o sinal de referência, no canal 1 do osciloscópio, que é inserido em uma das entradas do demodulador e no canal 2 é observado o sinal da saída do amplificador de transresistência, o qual é conectado à outra entrada. Esses sinais foram coletados durante o funcionamento do TBE.

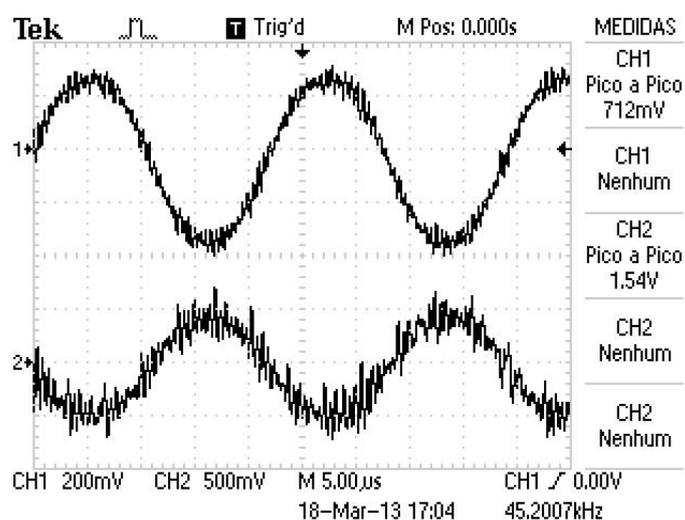


Figura 26: Sinal de referência (canal 1) e saída do amplificador de transresistência (Canal 2).

4.3.2 Saídas de Módulo e de Fase

Modelos de bioimpedância de diversos valores de módulo calibrados foram utilizados para a verificação da saída de módulo do demodulador.

A Tabela 1 foi montada com os valores de módulo de tais impedâncias e os valores da saída de módulo do demodulador.

Tabela 1: Valores de módulos de modelos elétricos de bioimpedância calibrados e valores da saída de módulo do demodulador.

Valor de Módulo $ Z $	Tensão de Módulo [V]
452,6032	$1,07 \pm 0,01$
528,0383	$1,01 \pm 0,01$
640,4225	$0,94 \pm 0,01$
363,0834	$1,16 \pm 0,01$

412,6984	$1,11 \pm 0,01$
479,3961	$1,04 \pm 0,01$
538,6299	$0,99 \pm 0,01$
373,6644	$1,15 \pm 0,01$
427,8698	$1,08 \pm 0,01$
498,8365	$1,02 \pm 0,01$
567,3801	$0,97 \pm 0,01$
389,998	$1,14 \pm 0,01$
444,8503	$1,07 \pm 0,01$
524,6145	$1,00 \pm 0,01$
603,3428	$0,96 \pm 0,01$
452,6032	$1,07 \pm 0,01$

Esses valores foram plotados graficamente podendo ser observado na Figura 27 e a Equação 6 descreve o comportamento da saída de módulo do demodulador.

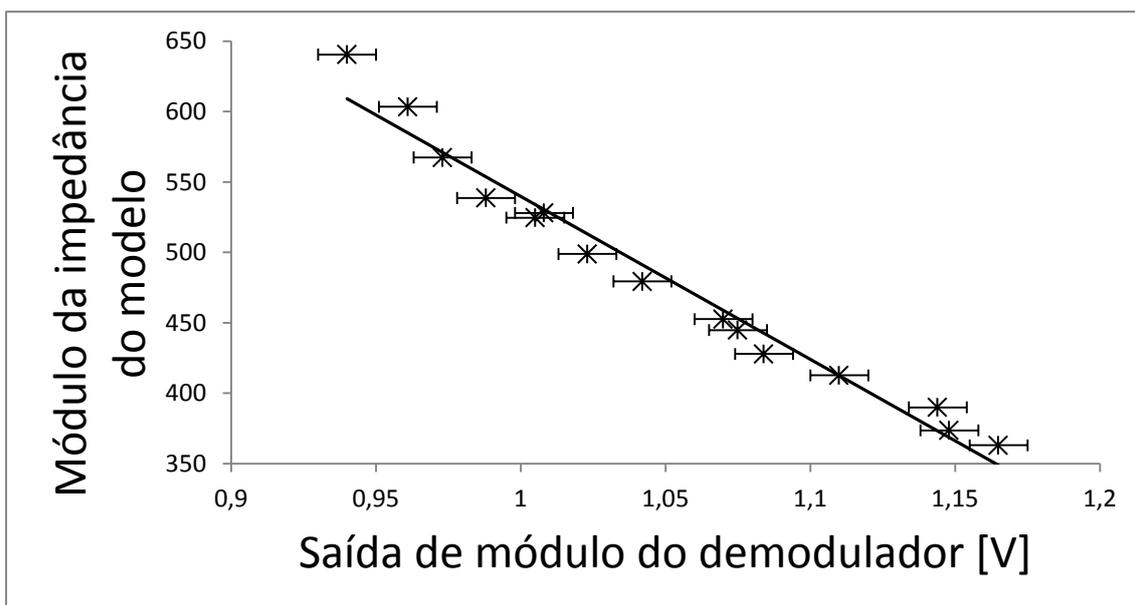


Figura 27: Relação linear entre o módulo da impedância do modelo e o valor de tensão obtido na saída de módulo do demodulador.

$$|Z| = -1156,4 \cdot V_{Módulo} + 1696,1 \quad \text{Equação (6)}$$

$$R^2 = 0,9714$$

O resultado da demodulação em quadratura feita pelo CI AD8302 é obtido na forma de dois níveis DC. Essas saídas representam o valor do módulo e da fase que representam demodulação entre as senóides de entrada. Esses sinais estão representados pela Figura 28. O canal 1 representa o sinal de módulo e, o canal 2, a fase.

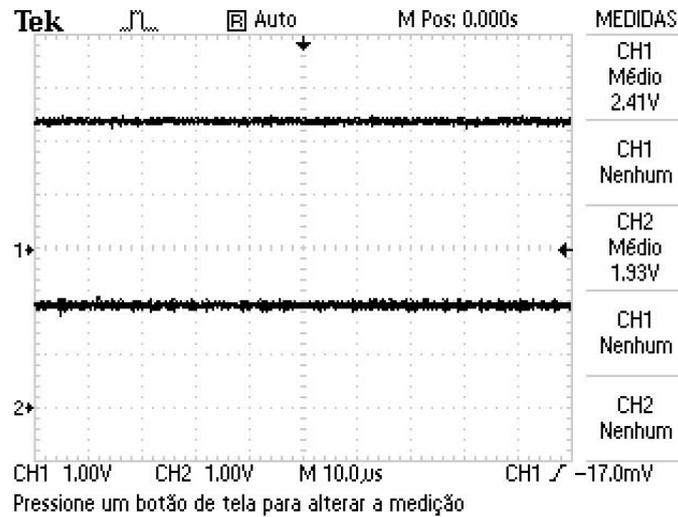


Figura 28: Saída de módulo e fase do demodulador em quadratura. Canais 1 e 2 respectivamente.

O demodulador em quadratura apresentou um tempo de resposta de ambas as saídas de aproximadamente 280 ms. A Figura 29 mostra esse tempo transiente. Os canais 1 e 2 representam as saídas de módulo e fase do demodulador em quadratura respectivamente.

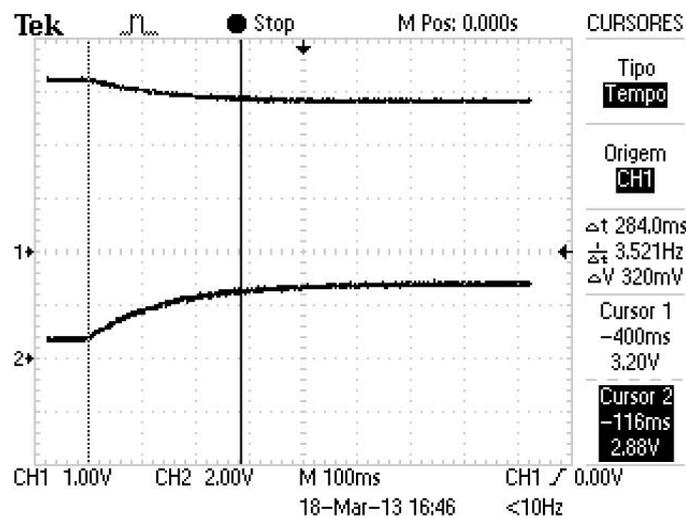


Figura 29: Tempo de resposta das saídas de módulo e fase do demodulador em quadratura. Canais 1 e 2 respectivamente.

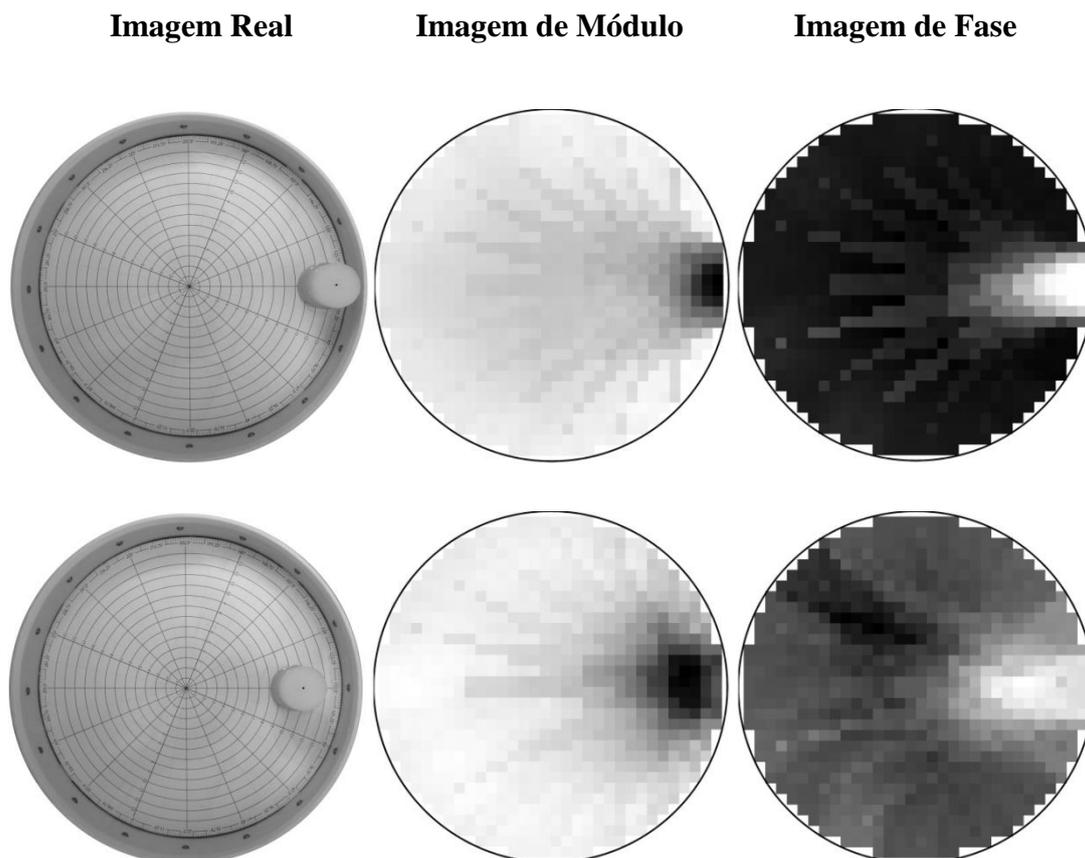
4.4 Imagens Reconstruídas

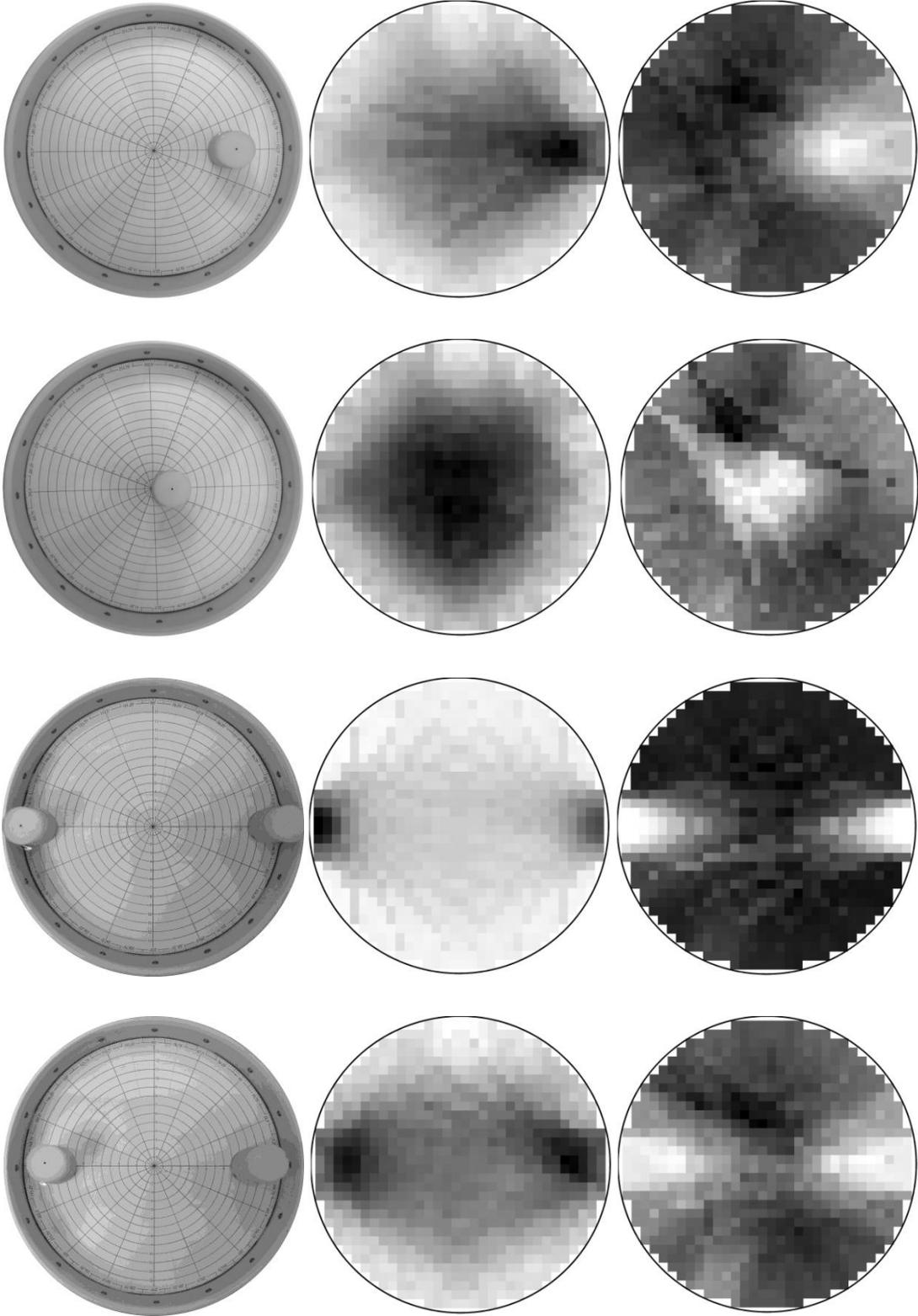
Após testar cada etapa do *hardware*, foram feitos testes da capacidade de reconstrução de imagens a partir dos resultados obtidos.

Para gerar as imagens, um *software* desenvolvido em LabView controla o sistema de chaveamento e faz a aquisição dos sinais de módulo e fase provenientes do *hardware*. Esses valores são distribuídos em duas matrizes que são salvas em arquivos com extensão TXT.

Para se reconstruir figuras de cortes tomográficos, foi utilizado o algoritmo desenvolvido por GARCIA [8] em MatLab®. Esse algoritmo é capaz de gerar imagens a partir de dados das matrizes. O processo de reconstrução se dá utilizando duas matrizes, uma com os valores do plano homogêneo e outra com o desbalanceamento de impedância no meio. Durante o procedimento, o algoritmo reconstrói uma imagem com a diferença das matrizes e exibe os resultados.

Na Figura 30, podem-se ver os resultados obtidos de módulo e fase de cada reconstrução. A imagem real do tanque no momento de cada avaliação também é mostrada a nível de comparação da posição real de cada objeto.





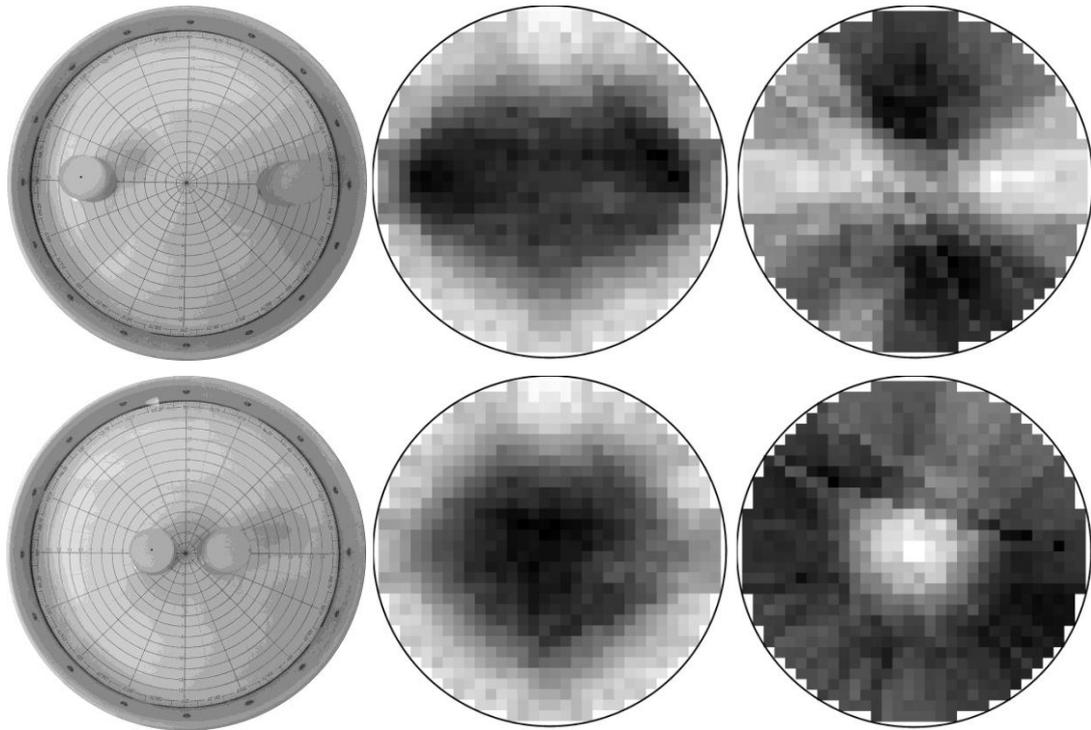


Figura 30: Imagens reconstruídas a partir do TBE projetado. Em cada linha há uma imagem real do tanque, a imagem reconstruída de módulo e outra imagem de fase.

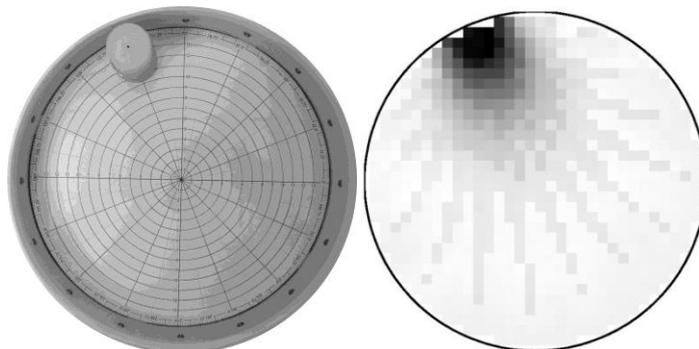
4.5 Imagens Produzidas pelo TBE Anterior

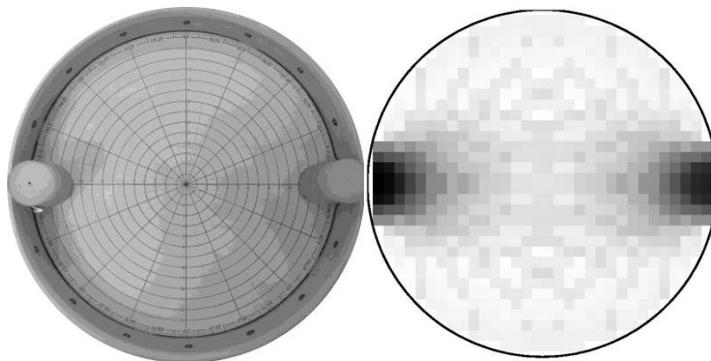
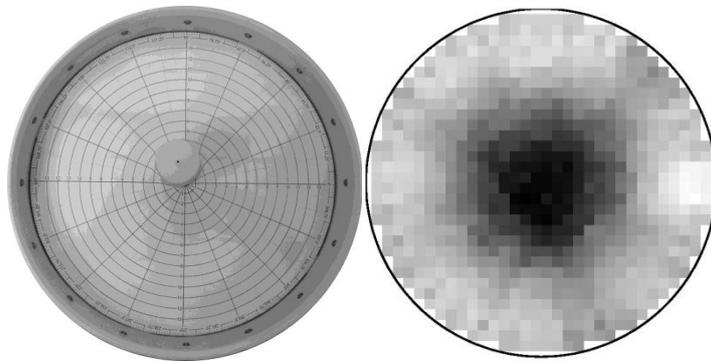
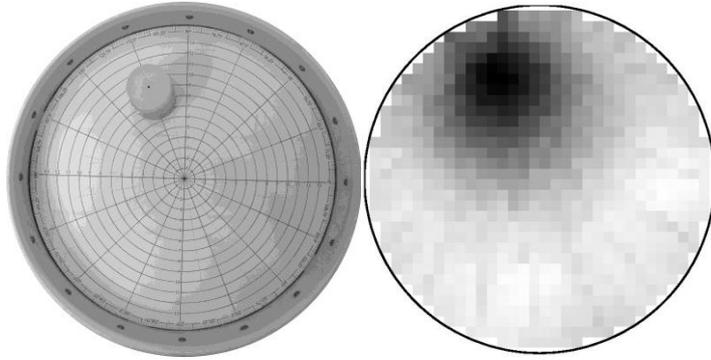
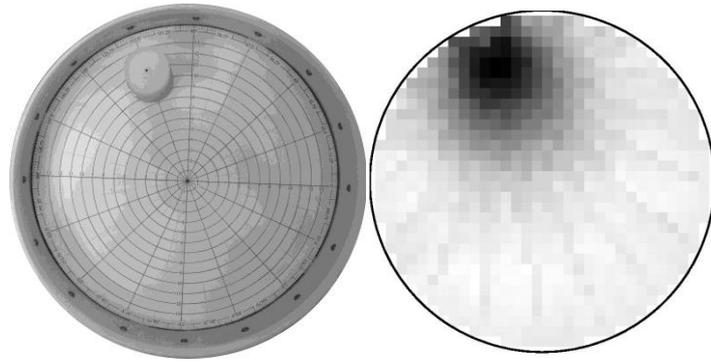
O TBE anterior existente no LIB também produz imagens tomográficas e essas serão mostradas nesta seção para uma comparação entre os sistemas.

A Figura 31 mostra imagens reconstruídas a partir do sistema de TBE anterior utilizando o mesmo algoritmo de reconstrução desenvolvido por GARCIA [8]. As posições dos objetos possuem as mesmas distâncias dos eletrodos para ser possível uma comparação entre os resultados de ambos os sistemas.

Imagem Real

Imagem de Módulo





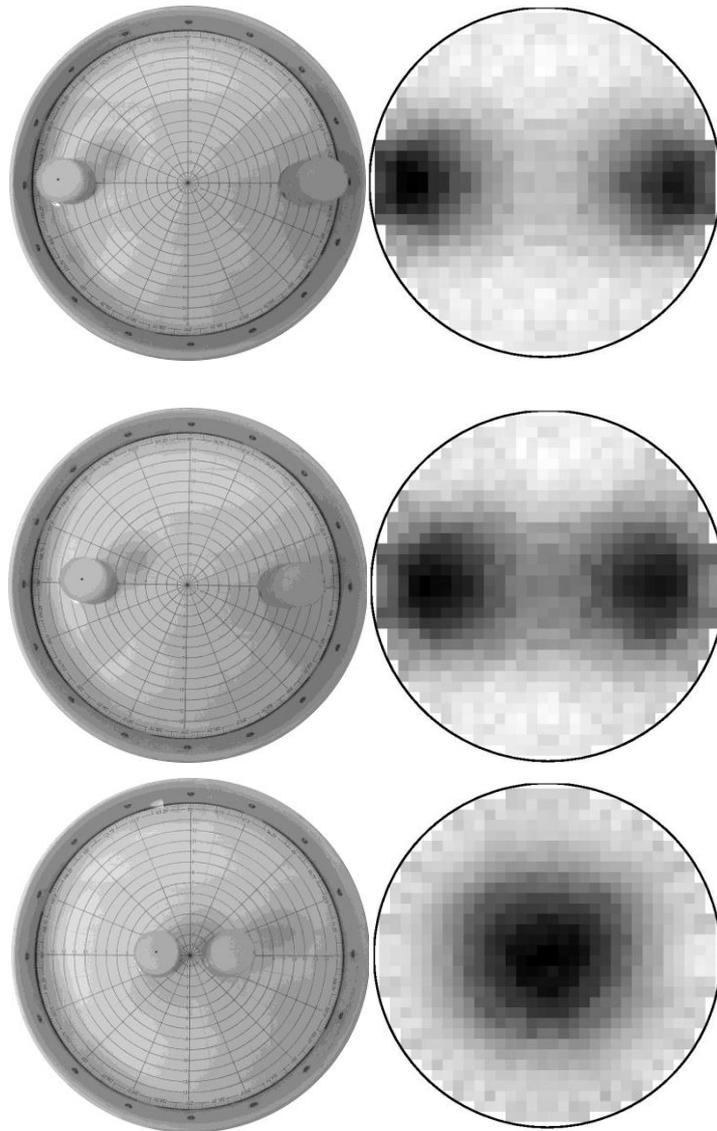


Figura 31: Imagens reconstruídas a partir do TBE anterior. Em cada linha há uma imagem real do tanque e a imagem reconstruída de módulo.

Capítulo 5

5 Discussão

5.1 Implementação da PCI

O desenvolvimento do *layout* da PCI se deu visando à separação entre sinais digitais e analógicos e à modularização do *hardware*.

Os sinais digitais provenientes dos demultiplexadores são separados dos sinais analógicos utilizando-se um optoacoplador. Assim, o circuito digital permanece numa malha isolada do circuito analógico. O acoplamento entre ambas é óptico, e assim, interferências provenientes de transições de estados dos circuitos digitais não afetam o funcionamento dos circuitos analógicos.

A modularização do *hardware* foi realizada para facilitar a manutenção de cada canal separadamente. Caso haja algum problema em um determinado canal, há a possibilidade de troca apenas do defeituoso por um novo, sem a necessidade da troca de todo o *hardware*, como o sistema antigo foi desenvolvido.

5.2 Sistema de chaveamento

A seguir, será discutido o funcionamento de cada dispositivo que compõe o sistema de chaveamento.

O demultiplexador desempenhou a tarefa de decodificação dos quatro *bits* provenientes do computador em aproximadamente 100 ns. Para o sistema de chaveamento, o demultiplexador não interfere significativamente no tempo total.

O optoacoplador necessita de 28 μ s para realizar o chaveamento. Esse tempo é o maior de todos os dispositivos que compõem essa etapa do *hardware*. Logo, esse CI é o que mais interfere no tempo de chaveamento dos eletrodos. Além de isolar duas malhas do circuito, tal componente é utilizado para trocar os estados da chave analógica. Tal chave possui seus níveis lógicos em $\pm 2V$ e a saída dos demultiplexadores são 0V e +

5V. Então, ao chavear os optoacopladores, as chaves também são chaveadas com a utilização desses CIs.

A alternância de estados da chave analógica se deu em aproximadamente 200 ns. Esse tempo não é relevante quando se compara esse componente com os demais do sistema de chaveamento. Como esse CI é responsável por estar conduzindo ou não estar conduzindo o sinal proveniente da fonte de corrente, essa observação foi feita. Durante a condução, pôde-se observar que a corrente passa pela chave sem sofrer atenuações ou distorções. Isso garante o seu funcionamento no estado “ligada”. No estado “desligada” foi possível observar que o sinal na entrada da chave não foi conduzido pela mesma, evidenciando o seu perfeito funcionamento. Uma última análise feita nesse componente foi o chaveamento da fonte de corrente, mostrando novamente o perfeito funcionamento, ora conduzindo, ora não.

5.3 Demodulação em quadratura

O circuito amplificador de transresistência foi capaz de prover uma saída de tensão com relação à corrente que estava sendo drenada por ele. Essa tensão se manteve senoidal e de mesma frequência que a tensão medida na saída da fonte de corrente, comprovando assim o seu perfeito funcionamento.

O demodulador em quadratura foi capaz de receber os sinais de referência da fonte de corrente e a tensão da saída do amplificador de transresistência, e fornecer duas saídas DC. Essas são proporcionais à razão dos módulos e a diferença de fase entre as senóides de entrada do circuito de demodulação. Foi observado que os níveis de tensão de saída do demodulador variavam proporcionalmente à variação do sinal de saída do amplificador de transresistência. O circuito de demodulação apresentou uma relação linear e um coeficiente de determinação de 0,9714. Esse valor mostra que 97,14 % da variância na saída do demodulador são explicadas pela variância da condutância medida. Tais características apontam que o circuito projetado poderá ser usado no sistema de TBE que foi construído. O tempo de demodulação de tal circuito foi avaliado e ficou em torno de 280 ms. Esse tempo aumenta significativamente o tempo necessário para a reconstrução de cada imagem. Uma possível causa desse tempo de estabilização é a utilização de um capacitor na saída do CI atuando como um filtro passa-baixas e um capacitor de acoplamento em sua entrada, ambos exigidos pelo *Datasheet* do AD8302,

que está no Anexo A. O capacitor na saída é necessário para manter a saída com pouco ruído.

5.4 Imagens Reconstruídas

Após os testes de cada etapa do *hardware* separadamente, foi feita a avaliação do poder de reconstrução de imagens utilizando o algoritmo usado no sistema de TBE antigo juntamente com o novo *hardware* desenvolvido.

Ao observar as imagens geradas, o desbalanceamento de impedância do meio pôde ser visto a partir da reconstrução das imagens geradas com os dados fornecidos pelo novo circuito projetado. As variações da bioimpedância provocadas pela inserção do objeto no tanque de solução salina foram observadas nas imagens geradas pelo *software*. Tanto as variações de módulo, quanto as de fase foram observadas, mostrando-se o bom funcionamento do circuito.

Ao se comparar as imagens geradas utilizando-se o novo *hardware* com as mesmas que foram obtidas pelo *hardware* antigo, pôde-se constatar que as resoluções das imagens do TBE antigo ficaram melhores do que com o novo sistema. A possível causa desse acontecimento é fato de que o sistema anterior não possui uma etapa de demodulação por *hardware*. A mesma é feita pela amostragem da senóide proveniente do amplificador de transresistência e a sua variância é medida. Essa medida corresponde à atenuação da corrente sofrida ao atravessar a bioimpedância, e então esses valores são armazenados na matriz de dados para que seja feita a reconstrução da imagem. Já o novo sistema utiliza *hardware* para fazer a demodulação e conseqüentemente, as tolerâncias dos componentes utilizados podem interferir nas medidas dando algumas pequenas variações na resolução das imagens. Por outro lado, o *hardware* fornece a informação de defasagem da corrente ao se adicionar um objeto para causar um desbalanceamento. Um processamento futuro das imagens de módulo e fase gerando uma única imagem pode resultar numa com qualidade superior às obtidas pelo sistema antigo.

Capítulo 6

6 Conclusões

Para a conclusão de todo o funcionamento do novo *hardware* desenvolvido e mostrado por esse trabalho, deve-se considerar cada etapa de seu funcionamento, como será descrito a seguir.

O sistema de chaveamento funcionou satisfatoriamente. O demultiplexador decodificou os quatro *bits* recebidos pelo computador corretamente. O optoacoplador foi de fundamental importância para isolar as partes analógicas e digitais que compõem a mesma placa e assim, ruídos dos chaveamentos não interferiram na parte analógica do *hardware*. A chave analógica executou com grande eficiência o chaveamento da fonte de corrente e a condução da mesma para que se pudesse ser drenada por outros eletrodos. Toda a etapa de chaveamento realizou tal tarefa necessitando de aproximadamente 30 microssegundos para executar cada troca de estados. Esse tempo é muito satisfatório quando se compara com o tempo de aproximadamente 50 milissegundos que o *hardware* antigo necessitava para executar o mesmo procedimento ao utilizar relés.

O sistema de demodulação em quadratura foi capaz de demodular satisfatoriamente duas senóides que foram inseridas em suas entradas. Ao receber ambos os sinais, tal circuito possibilitou a obtenção de valores de tensão que variavam com a amplitude e defasagem dos sinais de entrada. O tempo que o circuito precisou para executar tal tarefa foi elevado ao se comparar com o tempo de amostragem e medição da variância da senóide, proveniente dos amplificadores de transresistência, feita por *software*. Ao ter sido comprovado a necessidade desse tempo de estabilização, foi sugerida a utilização da etapa de chaveamento desse projeto para substituir o uso de relés do TBE anterior e continuar com a demodulação feita por *software* para possibilitar a reconstrução de imagens utilizando um curto intervalo de tempo. Porém, deve-se continuar investigando as causas e buscar soluções para tornar possível a demodulação por *hardware* com maior velocidade e resolução.

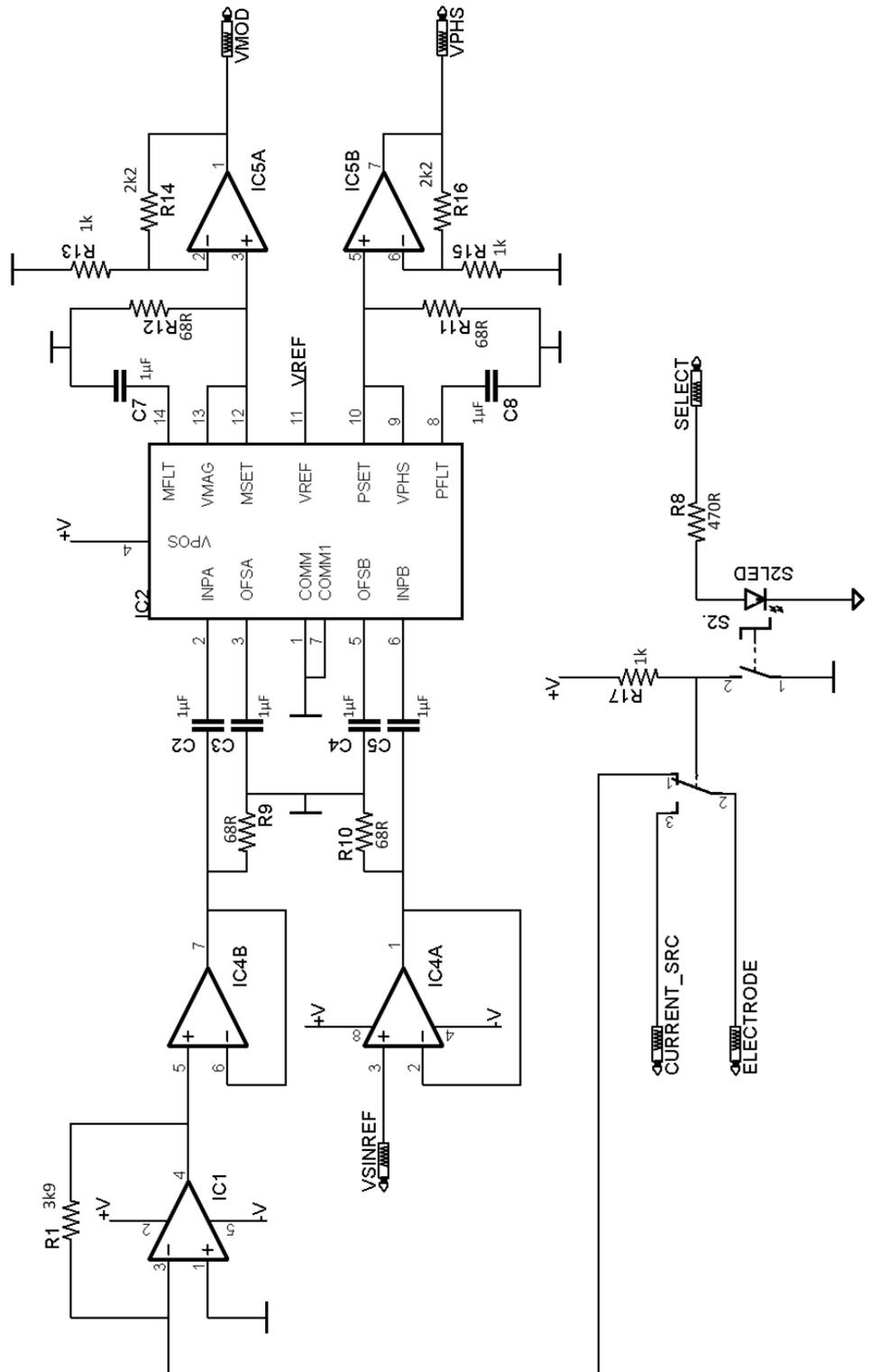
7 Bibliografia

- [1] MENIN, O. H., ARTIOLI V. R. “*Tomografia de Impedância Elétrica: uma nova técnica de imageamento em medicina*”, IFSP – Campus Sertãozinho, ISSN : 1984-8625 – Número 5, 2010
- [2] JÚNIOR, E. A., YAMASHITA H. “*Aspectos básicos de tomografia computadorizada e ressonância magnética*”, Rev Bras Psiquiatria; 23(Supl I):2-3, 2001.
- [3] GARIB, D. G.; RAYMUNDO JR. R.; RAYMUNDO, M. V.; RAYMUNDO, D. V.; FERREIRA, S. N. “*Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia*”, Maringá, v. 12, n. 2, p. 139-156, 2007.
- [4] SYLWIA, P., AGNIESZKA, S., TONY, N., NIGEL, J. M., DIMITRI, V. K., LÉON S., “*X-ray induced damage in DNA monitored by X-ray photoelectron spectroscopy*” The Journal Chemical physics, 129, 2008.
- [5] ALBERT, L., NELSON, D. L, COX, M.M., “*Princípios de Bioquímica*” 3ª edição – São Paulo, (2002).
- [6] BROWN, B.H., BARBER D.C., SEAGAR, A.D. (1985) “*Applied potential tomography: possible clinical applications*” Clinical Physics and Physiological Measurement, v. 6, n. 2, p. 109-121.
- [7] GABRIEL, C., GABRIEL, S., CORTHOUT, E. “*The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey*”, Physics in Medicine and Biology, v. 41, n. 11, pp. 2231-2250, 1996.
- [8] GARCIA, F.D, SOUZA, M.N., PINO, A.V.. (2012), “*Algoritmo de reconstrução de imagens bidimensionais para sistema de tomografia por impedância elétrica baseado em configuração multiterminais*”, Dissertação de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ.

- [9] HOLDER, D. S. *Electrical impedance tomography: Methods, History and Applications*. Taylor & Francis, 2004.
- [10] AKAY, M. (Ed.). *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*. 1 ed. New Jersey, John Wiley & Sons, Inc., 2006.
- [11] PINHEIRO, F. M. L., GARCIA, F. D., PINO, A. V., SOUZA, M. N. “*Demodulador de amplitude de sinais e sistema de chaveamento para tomógrafo por bioimpedância elétrica*” XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica, 1581-1584, 2012.
- [12] SOUZA, M. (1988), “*Localização Bidimensional em Plano Resistivo*”, Dissertação de Mestrado, Programa de Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ.
- [13] FRERICHS, I. “*Electrical impedance tomography (EIT) in applications related to lung ventilations: a review of experimental and clinical activities*”, *Physiological Measurement*, v. 21, n. o, pp. 1-21, 2000.
- [14] YORKEY, T. J., WEBSTER, J. G., TOMPKINS, W. J “*Comparing Reconstruction Algorithms for Electrical Impedance Tomography*”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. BME-34, n. 11, pp. 843-852, 1987.
- [15] HOLDER, D. S. “*Clinical and physiological Applications of Electrical Impedance Tomography*”. Taylor & Francis, 1993.
- [16] CHENEY, M., ISAACSON, D., NEWELL, J. C. “*Electrical Impedance Tomography*”, *SIAM: Society for Industrial and Applied Mathematics Review*, v. 41, n. 1, pp. 85-101, 1999.
- [17] CARDOSO, A. V., SOUZA, M. N., PINO, A. V.. “*Medidor de bioimpedância multifrequencial baseado em amplificador lock-in*”, Projeto de Graduação, Departamento de Engenharia Eletrônica, Universidade Federal do Rio de Janeiro. 2007.

8 Apêndice A

8.1 Circuito Completo



9 Anexo A

9.1 Datasheet do CI AD8302