

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE – FURG
PROGRAMA PÓS-GRADUAÇÃO EM MODELAGEM
COMPUTACIONAL

Matheus Rodrigues Chinaglia

**REQUISITOS DE HARDWARE E SOFTWARE PARA
TOMOGRÁFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA**

RIO GRANDE
2014

MATHEUS RODRIGUES CHINAGLIA

**REQUISITOS DE HARDWARE E SOFTWARE PARA
TOMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional da Universidade Federal do Rio Grande – FURG, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Modelagem Computacional.

Orientador:

**Prof. Dr. Renato Glauco de Souza
Rodrigues**

Rio Grande

2014

C539r Chinaglia, Matheus Rodrigues.
Requisitos de hardware e software para tomografia por impedância elétrica / Matheus Rodrigues Chinaglia. - 2014.
106 f.

Inclui ilustrações, gráficos e tabelas.
Dissertação (mestrado) – Universidade Federal do Rio Grande/FURG
Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional.

Orientador: Dr. Renato Glauco de Souza Rodrigues.

1. Tomografia por impedância elétrica. 2. Instrumentação.
3. Modelagem. 4. Hardware. 5. Software. I. Rodrigues, Renato Glauco de Souza. II. Título.

CDU 004.43

Catálogo na fonte: Bibliotecária Flávia Reis de Oliveira CRB10/1946

DEDICATÓRIA

Os que se encantam com a prática sem a ciência são como os timoneiros que entram no navio sem timão nem bússola, nunca tendo certeza do seu destino.
(Leonardo da Vinci)

AGRADECIMENTOS

Agradeço meus pais, Wagner Chinaglia e Zilma Chinaglia, por tudo, sem exceção.

Agradeço minha irmã, Caroline Chinaglia, por ser essa pessoa especial em minha vida.

E por fim agradeço meus colegas e professores. Sem eles não seria possível obter sucesso nessa empreitada.

RESUMO

Este trabalho apresenta os procedimentos para obter um sistema de *hardware* e *software* para Tomografia por Impedância Elétrica (TIE). Estes procedimentos servirão aos pesquisadores como um roteiro a seguir para montagem da instrumentação e dos algoritmos de reconstrução. Uma revisão bibliográfica completa sobre o que já foi feito na área e as dificuldades existentes a respeito dos sistemas de TIE é mostrada. Como a Tomografia por Impedância Elétrica é uma técnica relativamente nova, ainda existe muito a ser pesquisado para melhorar a qualidade final da imagem, e como a matemática que resolve o problema já é conhecida, embora ainda haja melhorias a ser feita, a maior parte do trabalho é voltado para o desenvolvimento da instrumentação, que deve ser rigorosamente precisa para evitar ruídos e dados imprecisos. Para isso muito pode ser feito pelo *hardware*, como o aperfeiçoamento da fonte injetora de corrente, instalação de circuitos extras, como circuito de impedância negativa, para evitar a impedância de contato dos eletrodos, sistemas de amplificação, circuito conversor tensão-corrente, etc. Para o *software* do sistema, será usado o Labview para rodar o algoritmo de aquisição e conversão dos dados analógicos em forma digital e o Matlab, que roda os códigos do EIDORS. Os instrumentos usados neste projeto foram testados em um corpo de provas homogêneo e não homogêneo. Para excitação do sistema foi usado um gerador de sinais, com frequência de 5 kHz e amplitude de -5 V a +5 V. A conversão dos sinais analógicos é feita por um ADC NI PXIe-6363, controlado pelo PC NI PXIe-8135.

Palavras-Chave: **1. Tomografia por Impedância Elétrica. 2. Instrumentação. 3. Modelagem. 4. Hardware. 5. Software.**

ABSTRACT

This research presents the procedures to obtain a hardware and software system for Electrical Impedance Tomography (EIT). These procedures will work as a script for the method of assembly of instrumentation and the reconstruction algorithms. A complete biographic review about what was already done on the field of EIT and all the difficulties with the systems are shown. As the Electrical Impedance Tomography is a relatively new technique, we still have a lot to discover to make a better final image quality, and, as the mathematic that solves is already known, although it still can be improved, the biggest part of the research is about instrumentation development. It must be rigorously right to avoid noises and incorrect results. Because of that, a lot can be done for the hardware, like upgrade the source current, install extra circuits – for example, a negative impedance circuit to avoid the electrodes contact impedance - amplification systems, voltage-current converter circuit. For the system software, will be used the Labview to run the acquisition and conversion algorithm of the analogical data in digital form, and the Matlab to run the EIDORS codes. The instruments used on this project were tested in a homogeny and not homogeny phantom. For the system excitement, was used a signal generator with 5 kHz frequency and from -5 V to +5 V amplitude. The analogical signals conversion is made by an ADC NI PXIe-6363, controlled by a PC NI PCIe-8135.

Keywords: **1. Electrical Impedance Tomography. 2. Instrumentation. 3. Modeling. 4. Hardware. 5. Software.**

LISTA DE SIGLAS

ABS	“ <i>Absolute Value</i> ”, Valor Absoluto
FDA	“ <i>Food and Drug Administration</i> ”, Administração Comida e Drogas
MCE	Modelo Completo de Eletrodos
MEF	Método dos Elementos Finitos
ADC	“ <i>Digital to Analog Converter</i> ”, Conversor Analógico-Digital
CIN	Conversor De Impedância Negativa
CCT	Fonte De Corrente Controlada Por Tensão
TIE	Tomografia por Impedância Elétrica
IV	Instrumento Virtual
APT	“ <i>Applied Potential Tomography</i> ”, Tomografia potencial aplicado
IESD	“ <i>Inter-Electrode Separation Distance</i> ”, Distância de separação do inter-eletrodo
ACT1	“ <i>Adaptive Current Tomography</i> ”, Tomografia adaptativa de corrente
EIDORS	“ <i>Electrical Impedance and Diffuse Optical Reconstruction Software</i> ”, Impedância elétrica e difusa Optical Reconstrução Software
PAM	“ <i>Pulse Amplitude Modulated</i> ”, Pulsos Modulados em Amplitude
KCL	Cloreto de Potássio
PMMA	Polimetil-metacrilato
PE	Plástico Polietileno
CPLD	Arquitetura Lógica Programável Complexa
PETG	Politereftalato de etileno glicol
DDP	Diferença de Potencial
ACT	“ <i>Rensselaer Adaptive Current Tomography</i> ”, Rensselaer Adaptativa Tomografia
GND	“ <i>Graduated Neutral Density filter</i> ”, Filtro Graduado de Densidade Neutra
AISI	“ <i>American Iron and Steel Institute</i> ”, Instituto Americano de Ferro e Aço
PETG	“ <i>Politereftalato de etileno glycol</i> ”, Politereftalato de etileno glicol

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Diagrama de blocos do sistema desenvolvido por Henderson e Webster. Seguindo o fluxograma, uma fonte de tensão aplica sinais em uma secção transversal do tórax humano, então estes sinais são medidos e convertidos pela instrumentação, o multiplexador tem a função de “rodar” a leitura do sinal através de todos eletrodos. Então os dados convertidos são tratados e processados pelo software de reconstrução da imagem. _____	20
Figura 2: A esquerda imagem torácica mostrando as mudanças de resistividade durante a respiração, onde está escuro representa menor resistividade e corresponde ao interior dos pulmões. A direita os eletrodos aplicados numa secção do tórax humano. _____	21
Figura 3: Princípio de Amostragem _____	35
Figura 4: Sinais amostrados próximos de faixas limite. Na primeira imagem a frequência de amostragem (fam) é maior que 2 vezes a frequência do sinal. O período T_{a1} é indicado pela linha verde. Na segunda imagem a frequência de amostragem é igual a 2 vezes a frequência do sinal, o que gera como gráfico resultante uma reta. Na terceira imagem a frequência de amostragem é menor que o dobro da frequência do sinal. Isto gera um sinal errôneo denominado de aliasing. _____	36
Figura 5: Formas de onda quadrada e senoidal com período $T = 1\text{ms}$, amplitude $V_0 = 1\text{V}$ e frequência $f = 1\text{kHz}$. _____	38
Figura 7: Circuito para fonte de corrente. _____	39
Figura 6: Fonte Howland modificada _____	40
Figura 8: Conversão de um sinal analógico para o domínio digital, os valores do sinal são coletados em pontos discretos no tempo _____	42
Figura 9: Imagem digital de uma onda senoidal de 5 kHz obtida por um ADC de 3 bits e um de 16 bits _____	42
Figura 10: Conversor V-I. Transistor MOS com resistor de dreno _____	43
Figura 11: Conversor V-I com transistor de canal longo _____	44
Figura 12: Conversor V-I com referência de corrente _____	45
Figura 13: Conversor V-I com circuito de polarização _____	45
Figura 14: conversor V-I com transistor e fonte funcionando como rede de polarização _____	46
Figura 15: Gráfico da relação entre corrente de saída e tensão de entrada dos conversores V-I descritos nas figuras 10, 11, 12 e 14. _____	47
Figura 16: Demonstração do aliasing com uma onda senoidal _____	48
Figura 17: Diagrama de blocos da TIE. As setas indicam a ordem do processo que começa com a aplicação do sinal pelo gerador, que consiste em uma fonte de tensão que gera funções senoidais e aplica no corpo de provas, então o ADC lê e converte o sinal para o formato digital. Então uma outra etapa inicia-se com o tratamento destes dados pelos softwares do sistema. O Labview cria os instrumentos virtuais (IV) que armazenam os dados em tabelas. O EIDORS é responsável por simular dados para serem comparados com os dados experimentais. _____	49
Figura 18: Esquemático das conexões do corpo de provas com o conversor ADC. O número na parte interna do círculo indica o número do eletrodo (1 à 16), já os números na parte externa indicam em qual entrada do hardware SCB (1 ou 2) o eletrodo está conectado. _____	54
Figura 19: Corpo de provas composto por tubo de acrílico com 30 cm de diâmetro, chapa de PETG fechando o fundo do tubo e 16 eletrodos de aço inox AISI 304 distribuídos equidistante em média 5,90 cm um do outro. _____	55
Figura 20: Protocolos de excitação, a esquerda o adjacente com os eletrodos de aplicação e terra um ao lado do outro e na figura da direita o protocolo diametral, onde o eletrodo de aplicação e o eletrodo terra ficam a uma distância igual ao diâmetro do recipiente. _____	59
Figura 21: Gerador de funções, equipado com processador MAX II EPM240 _____	60
Figura 22: Fonte de corrente constante do tipo Howland modificada. _____	60

Figura 23: SCB-68A e SCB-68B são placas de aquisição de dados de uso geral com entradas I/O analógicas e digitais, além de funções exclusivas. _____	62
Figura 24: Módulo ADC NI PXIe-6363 (slot onde estão sendo conectados os dois cabos pretos), conectado ao PC NI PXIe-8135. _____	62
Figura 25: Blocos dos Sub-IVs da programação responsável por criar um IV de aquisição de dados. _____	65
Figura 26: Gráfico mostrando os padrões de voltagem para estimulação nos pares de eletrodos 1-2 e 7-8, onde estão as manchas mais azuis (menor potencial) e vermelho (maior potencial) _____	68
Figura 27: Gráfico mostrando o padrão de estimulação do fluxo da corrente elétrica dentro do corpo de provas, a partir dos eletrodos 1-2. _____	68
Figura 28 – Gráfico mostrando a aquisição de um sinal de 50 kHz utilizando o sistema de aquisição PXIe-6363 da National Instruments. _____	71
Figura 29 – Gráfico mostrando o efeito de aliasing ao se tentar adquirir um sinal de 50 kHz com uma taxa de amostragem de 62.500 amostras/s _____	72
Figura 30 – Gráfico com 30 KHz de aplicação. O sinal senoidal é mostrado em formato triangular erroneamente _____	72
Figura 31: Gráfico do sinal com 1KHz de aplicação. Tanto informações de frequência quanto de tensão são recuperadas perfeitamente. _____	73
Figura 32 – Gráfico com frequência de 5 kHz. As informações de aplicação são recuperadas de maneira satisfatória _____	73
Figura 33: Gráfico com frequência de 10KHz. Degradação do sinal _____	74
Figura 34 – Gráfico mostrando a digitalização de um comprimento de onda. A quantidade de pontos lidos se mostrou adequada _____	74
Figura 35 – Configuração adotada para coletar os dados experimentais do corpo de provas. _____	75
Figura 36: Gráfico não normalizado dos dados experimentais e simulados. Pode-se observar que os dados simulados estão numa escala maior que a dos dados experimentais, isto dificulta a comparação dos dados. _____	76
Figura 37: Formas de onda mostrando a diferença de potencial entre os eletrodos _____	76
Figura 38: Ampliação de 1.5 comprimento de onda _____	77
Figura 39: Gráfico comparando medidas feitas por 2 autores diferentes em artigo científico sobre TIE. Nele é mostrado o potencial elétrico entre cada par de eletrodo (d.d.p X n° do par de eletrodos) _____	77
Figura 40: Corpo de provas homogêneo simulado no EIDORS. Os números 1 a 16 indicam a posição dos eletrodos. Os números -1 a 1 na horizontal e vertical indicam a d.d.p em cada ponto da malha triangular. Os números dentro dos triângulos indicam o número deste na malha. As d.d.p são calculadas nos nós da malha, ou seja na união entre os triângulos. _____	78
Figura 41: Corpo de provas homogêneo _____	79
Figura 42: Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 1-2 _____	80
Figura 43: Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 2-3 _____	80
Figura 58: Corpo de provas não homogêneo simulado no EIDORS, com objeto condutor próximo ao eletrodo 1 _____	81
Figura 59: Corpo de provas não homogêneo, com objeto condutor próximo ao eletrodo 1 _____	82
Figura 60: Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 1-2. Com objeto condutor próximo ao eletrodo 1 _____	82
Figura 61: Corpo de provas não homogêneo simulado no EIDORS, com objeto condutor próximo ao eletrodo 5 _____	83
Figura 62: Corpo de provas não homogêneo, com objeto condutor próximo ao eletrodo 5 _____	84
Figura 63: Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 1-2. Com objeto condutor próximo ao eletrodo 5 _____	84
Figura 64: Corpo de provas não homogêneo simulado no EIDORS, com objeto condutor próximo ao eletrodo 9 _____	85

Figura 65: Corpo de provas não homogêneo, com objeto condutor próximo ao eletrodo 9	86
Figura 66: Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 1-2. Com objeto condutor próximo ao eletrodo 9	86
Figura 67: Corpo de provas não homogêneo simulado no EIDORS, com objeto condutor próximo ao eletrodo 13	87
Figura 68: Corpo de provas não homogêneo, com objeto condutor próximo ao eletrodo 13	88
Figura 69: Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 1-2. Com objeto condutor próximo ao eletrodo 13	88
Figura 70: Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 1-2. Com objeto isolante próximo ao eletrodo 1	89
Figura 71: Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 1-2. Com objeto isolante próximo ao eletrodo 5	90
Figura 72: Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 1-2. Com objeto isolante próximo ao eletrodo 9	90
Figura 73: Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 1-2. Com objeto isolante próximo ao eletrodo 13	91

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1: Densidade de corrente _____	25
Equação 2: Corrente dentro de um condutor _____	26
Equação 3: Impedância do meio _____	26
Equação 4: Representação da impedância _____	26
Equação 5: Admitância elétrica _____	27
Equação 6: Representação da admitância _____	27
Equação 7: Resistividade elétrica _____	27
Equação 8: Condutividade elétrica _____	27
Equação 9: Densidade de Corrente _____	28
Equação 10: Densidade de corrente na TIE _____	28
Equação 11: Divergente da densidade de corrente nulo _____	28
Equação 12: Gradiente do potencial _____	28
Equação 13: Equação de Laplace _____	28
Equação 14: Equação de Laplace para duas dimensões _____	28
Equação 15: Equação comum de problemas inversos _____	30
Equação 16: Impedância Elétrica _____	32
Equação 17: Condutividade elétrica _____	33
Equação 18: Relação entre corrente de saída e tensão de entrada _____	43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Materiais mais usados para eletrodos condutores e suas propriedades gerais.....	58
Tabela 2: Exemplo da tabela com os dados coletados pelo IV do labview.	66

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	16
1.1	TOMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA.....	16
1.2	APLICAÇÕES DA TIE.....	16
1.3	MOTIVAÇÃO	17
1.4	OBJETIVOS	18
1.4.1	GERAL	18
1.4.2	ESPECÍFICOS.....	18
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	19
2.1	HISTÓRICO DO DESENVOLVIMENTO DA TOMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA.....	19
3	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	25
3.1	FÍSICA DO PROBLEMA.....	25
3.2	MATEMÁTICA DO PROBLEMA	29
3.2.1	PROBLEMAS DIRETO E INVERSO.....	29
3.2.1.1	Solução do Problema Direto	31
3.2.1.2	Solução do Problema Inverso.....	31
3.3	GRANDEZAS FÍSICAS ENVOLVIDAS NO PROBLEMA DA TIE	32
3.3.1	IMPEDÂNCIA ELÉTRICA.....	32
3.3.2	CONDUTIVIDADE.....	33
3.4	TEORIA DA AMOSTRAGEM E O EFEITO ALIASING.....	34
3.4.1.1	Amostragem do Sinal	34
3.5	CONSIDERAÇÕES SOBRE A PRECISÃO DO SISTEMA DE TIE.....	36
3.6	INSTRUMENTAÇÃO	38
3.6.1	GERADOR DE ONDAS SENOIDAIS	38
3.6.2	FORNECEDOR DE CORRENTE	39
3.6.3	CIRCUITO CONVERSOR DE IMPEDÂNCIA NEGATIVA.....	40
3.6.4	CONVERSOR ANALÓGICO-DIGITAL	41
3.6.4.1	Erro de Quantização.....	41
3.6.5	CONVERSOR TENSÃO-CORRENTE.....	43
3.6.6	FILTRO ANTIALIASING	47
3.6.6.1	Frequência de Aliasing	48
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	49
4.1	COMPOSIÇÃO DO SISTEMA DE TIE.....	49
4.2	SOFTWARE.....	50
4.2.1	LABVIEW.....	50
4.2.2	MATLAB.....	51
4.2.3	EIDORS.....	52
4.2.4	ORIGIN PRO	53
4.3	HARDWARE	53
4.3.1	CORPO DE PROVAS.....	53
4.3.1.1	Características do Recipiente.....	55

4.3.1.2	Características dos Objetos de Prova.....	56
4.3.1.3	Características dos Eletrodos.....	57
4.3.1.4	Protocolos de Excitação.....	58
4.3.1.5	Modelagem dos Eletrodos.....	59
4.3.2	GERADOR DE SINAIS.....	59
4.3.3	CONVERSOR TENSÃO-CORRENTE.....	60
4.3.4	CONVERSOR ANALÓGICO-DIGITAL.....	61
4.3.4.1	Cálculo da taxa de amostragem.....	62
5	RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	64
5.1	SOFTWARE.....	64
5.1.1	LABVIEW.....	64
5.1.2	ORIGIN PRO.....	67
5.1.3	EIDORS.....	67
5.2	HARDWARE.....	69
5.2.1	CORPO DE PROVAS.....	69
5.2.2	GERADOR DE ONDAS SENOIDAIS.....	69
5.2.3	CONVERSOR TENSÃO-CORRENTE E CONVERSOR DE IMPEDÂNCIA NEGATIVA.....	70
5.2.4	CONVERSOR ANÁLOGO DIGITAL.....	70
5.3	SIMULAÇÃO E RESULTADOS FINAIS.....	75
5.3.1	NORMALIZAÇÃO DOS DADOS.....	75
5.3.2	COLETA DOS DADOS.....	76
5.3.3	COMPARAÇÃO DOS DADOS SIMULADOS E EXPERIMENTAIS.....	77
6	CONCLUSÃO.....	92
7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	94
	ANEXO A.....	99
	APÊNDICE A.....	100

1 INTRODUÇÃO

1.1 TOMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

A Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) é uma técnica de monitoração, em desenvolvimento desde a década de 80, que permite obter imagens que representam um plano transversal de qualquer seção de um corpo, onde cada pixel na imagem representa a sua impedância ou resistividade elétrica estimada. As imagens são geradas mediante valores de voltagem obtidos com a aplicação de uma sequência alternada, segundo um certo protocolo de excitação (diametral, adjacente, etc), de correntes elétricas de baixa amplitude através de eletrodos posicionados ao redor do domínio de interesse e alinhados num plano correspondente a uma seção transversal.

Na TIE procede-se a solução de um problema inverso, ou seja, dadas as medidas de voltagem obtidas nos eletrodos, estima-se a distribuição de condutividades da seção do domínio cuja imagem se quer reproduzir. Esse problema é não-linear, pois a função que representa a voltagem obtida no contorno do domínio depende de forma não-linear tanto da corrente elétrica aplicada nos eletrodos como da distribuição de condutividades estimada para a região do domínio cuja imagem é desejada. Além disso, o problema é também mal-posto, ou seja, a sua solução é descontínua com relação às voltagens medidas, fazendo com que pequenas variações nessas voltagens, que podem ser causadas por ruídos na instrumentação, causem grandes oscilações na imagem obtida (OOSTEROM, 1991). Essas características fazem com que a TIE seja bastante dependente do *hardware* e do *software* que compõe o sistema de coleta e tratamento dos dados.

1.2 APLICAÇÕES DA TIE

A TIE possui diversas áreas de aplicação. Na geofísica (LUKASCHEWITSCH; MAASS; PIDCOCK; 2003), auxilia na localização de depósitos subterrâneos de minerais e diferentes formações geológicas. Kim *et al.* (2001), por sua vez, sugerem a utilização da TIE na visualização de escoamentos bifásicos que ocorrem, sob condições normais e acidentais, em

plantas nucleares, trocadores de calor em geral, e sistemas de bombeamento de gás e óleo. É importante saber as características do fluxo bifásico, uma vez que a distribuição dos tipos de fluido influencia o controle, otimização e a segurança do processo. Vilhunen *et al.* (2002) sugerem a detecção de imperfeições em filmes resistivos protetores de próteses, em que um problema potencial é a corrosão. Finalmente, Ruuskanen *et al.* (2006) propõem a utilização da TIE na determinação da distribuição da concentração para obter o melhor esquema de controle aplicado a processos de misturas industriais entre dois líquidos e entre um líquido e um sólido.

Na área médica, apresentam-se várias aplicações, como por exemplo, a mamografia (CHOI *et al.*, 2007; KAO *et al.*, 2007), a monitoração do fluxo sanguíneo e de órgãos como o coração (BROWN *et al.*, 1994), a detecção de derrames no cérebro (CLAY; FERREE, 2002) e a monitoração do pulmão (TRIGO; LIMA; AMATO, 2004; VALLEJO, 2007; MELLO *et al.*, 2008), dentre outras.

1.3 MOTIVAÇÃO

A motivação para realização deste trabalho está no fato desta técnica de obtenção de imagem ser relativamente nova e ainda permitir melhorias, tanto na parte da instrumentação do sistema, quanto nos algoritmos de reconstrução da imagem. A TIE é uma técnica promissora, que já apresenta resultados práticos e que pode ser aplicada em diversas áreas, o que atrai pesquisadores de vários campos de estudo, como físicos, matemáticos, engenheiros entre outros. Por este motivo é importante também se ter um trabalho específico como este, detalhando os requisitos de *hardware* e *software* para se construir um sistema de coleta e tratamento de dados, pois alguns pesquisadores estarão concentrados em outras áreas de interesse da TIE e precisarão ter um sistema ajustado e confiável.

Soma-se isso ao fato deste e outros trabalhos anteriores, estarem contribuindo para que se forme um grupo de pesquisa a respeito da TIE na Universidade Federal do Rio Grande - FURG, pois este projeto deixa, além deste trabalho, todo o sistema necessário para TIE montado e em execução, incentivando futuros pesquisadores a dar continuidade no tema.

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 Geral

O principal objetivo deste trabalho é o estudo dos requisitos de *hardware* e *software* para construção de um sistema de coleta e tratamento dos dados para TIE.

1.4.2 Específicos

São os objetivos específicos deste trabalho:

1. Levantamento da bibliografia relacionada a TIE;
2. Testes preliminares para definir quais *hardwares* serão usados no sistema;
3. Configuração e calibragem dos instrumentos;
4. Criação de algoritmo para coleta, armazenagem e tratamento dos dados;
5. Análise dos dados e comparação com resultados publicados em trabalhos científicos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Este capítulo apresenta a revisão bibliográfica referente a TIE. Nele é visto o histórico e os conceitos básicos para melhor entendimento do assunto.

2.1 HISTÓRICO DO DESENVOLVIMENTO DA TOMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

Em 1970 B. Pullen, da universidade de Manchester, propõe a ideia da visualização da impedância usando diferenças de condutividade entre os órgãos. Este processo era inédito e diferente de outras técnicas de medida existentes até então. A nova técnica apresenta vantagens em relação à tomografia por raios-X, pois os coeficientes de atenuação para raios-X apresentam menor contraste entre os tecidos biológicos que a condutividade elétrica. (BENEKEN. THÉVENIN, 1993). Outra vantagem da TIE para o raio-X é a possibilidade da obtenção de imagens em tempo real.

O primeiro tomógrafo de impedância elétrica foi apresentado por HENDERSON *et al.* (1976) para aplicações biomédicas na produção de imagens torácicas. HENDERSON e WEBSTER, 1978 apresentam o tomógrafo, cujo diagrama de blocos é mostrado na Figura 1, que foi utilizado para estudos de edemas pulmonares. O instrumento utilizava uma fonte de tensão como excitação a 100 kHz para alimentar 144 eletrodos posicionados ao redor do tórax. As correntes resultantes eram medidas em cada eletrodo sequencialmente. De acordo com NOOR, 2007, a imagem era reconstruída assumindo que o fluxo de corrente era retilíneo dentro do corpo, o que se mostrou posteriormente não ser verdade.

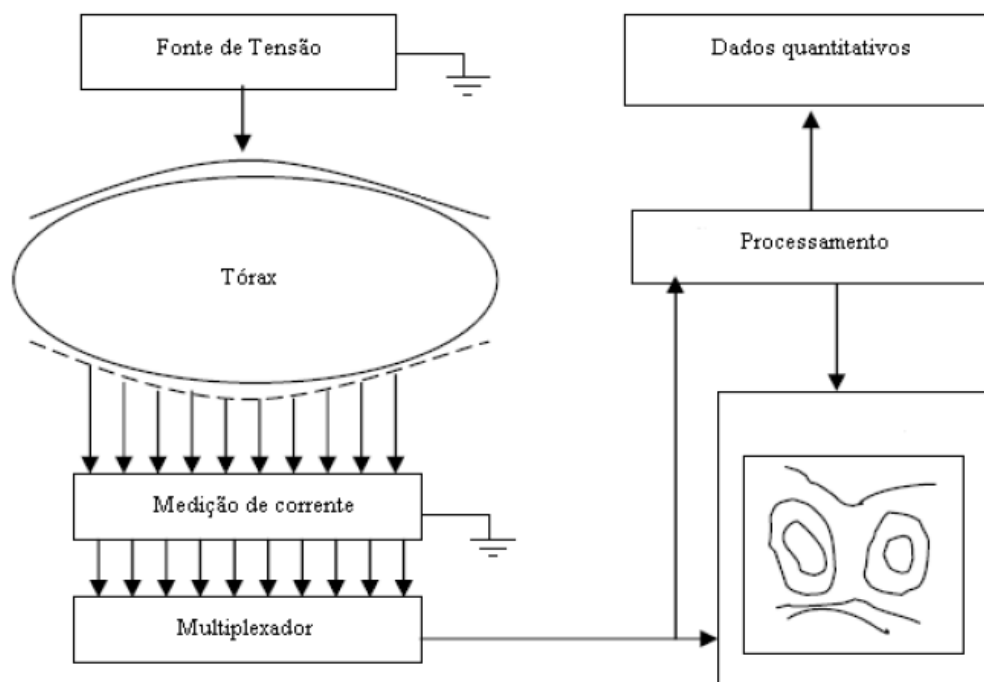


Figura 1: Diagrama de blocos do sistema desenvolvido por Henderson e Webster. Seguindo o fluxograma, uma fonte de tensão aplica sinais em uma secção transversal do tórax humano, então estes sinais são medidos e convertidos pela instrumentação, o multiplexador tem a função de “rodar” a leitura do sinal através de todos eletrodos. Então os dados convertidos são tratados e processados pelo *software* de reconstrução da imagem.

Fonte: NOOR, 2007

As primeiras imagens tomográficas do tórax foram feitas com o desenvolvimento da técnica *Applied Potential Tomography* (APT) (BARBER *et al.*, 1983) onde era usado o sistema de 16 eletrodos com a injeção de corrente entre eletrodos adjacentes e o algoritmo *backprojection* era usado para reconstrução das imagens (BROWN *et al.*, 1985). Através do sistema APT foram produzidas as primeiras imagens in vivo do tórax humano, como as apresentadas na Figura 2.

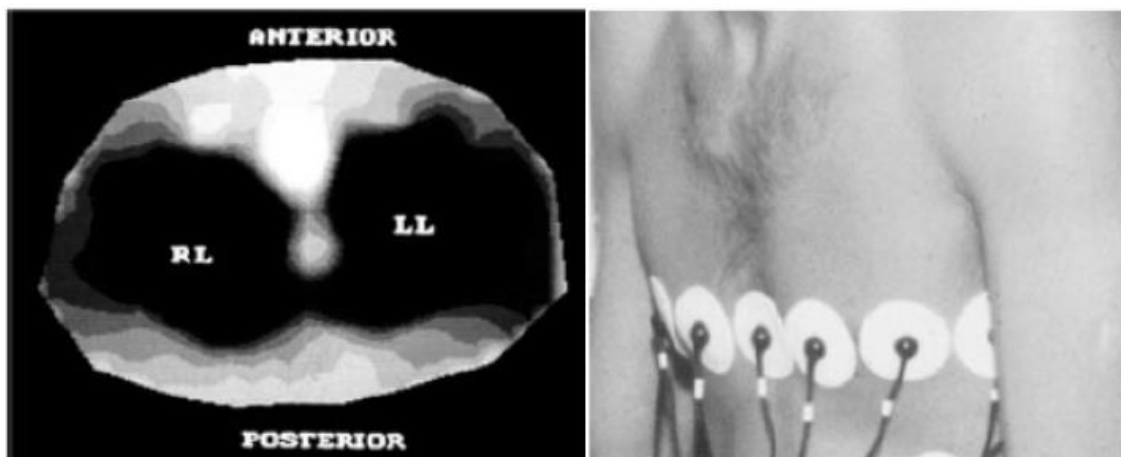


Figura 2: A esquerda imagem torácica mostrando as mudanças de resistividade durante a respiração, onde está escuro representa menor resistividade e corresponde ao interior dos pulmões. A direita os eletrodos aplicados numa secção do tórax humano.

Fonte: BROWN, 2001

Em 1988 McAdams e Jossenet, apresentaram uma completa revisão, inclusive histórica, sobre as variações de impedância em tecidos humanos.

Em 1985 Sramek, Bernstein e Quail, trabalharam com a melhoria da equação de Kubicek (SRAMEK *et al.*, 1983; BERNSTEIN, 1986). Este trabalho conduz ao desenvolvimento do NCCOM3, um equipamento que foi comercializado como *Biomed Medical Manufacturing*. Este aparelho não invasivo de medição do fluxo cardíaco trouxe grande progresso na área médica, pois apresentou resultados concretos para área médica (SRAMEK, 1987).

Em 1987 Kim desenvolve um sistema de visualização com 192 eletrodos que utiliza o mesmo método de Henderson (KIM; WEBSTER; 1986).

Em 1990 Brow e Rosell separadamente desenvolveram sistemas de aquisição de dados semi-paralelos. Ao contrário do sistema de Henderson e Kim, uma corrente é aplicada e a tensão recuperada. Brown também contribui com à visualização da impedância, desenvolvendo várias aplicações clínicas como: a perfusão pulmonar, distensão dos vasos sanguíneos, a congestão pélvica, a medida dos fluidos torácicos e o edema pulmonar.

Wang em 1998 analisou os efeitos dos eletrodos de tamanho fixo e *Inter-Electrode Separation Distance (IESD)* na anisotropia calculada (WANG *et al.*, 1998). Desta forma, foram identificadas determinadas condições que podem influenciar na acurácia das medições baseadas em resultados matematicamente

calculados, porém existem dificuldades em desacoplar as influências da natureza do tecido biológico e sua espessura no cálculo da resistividade.

Consecutivamente após a publicação dos primeiros resultados dos tomógrafos, melhorias nas técnicas procederam através do desenvolvimento do *hardware* e do *software* envolvendo mais de trinta grupos de pesquisa em todo o mundo. No instituto politécnico Rensselaer, localizado nos Estados Unidos, foi introduzido a técnica *Adaptive Current Tomography* (ACT1), na qual é produzido um padrão de injeção de correntes em todos os eletrodos simultaneamente melhorando a resolução da imagem e distinção de tecidos com diferentes resistividades (GISSER *et al.*, 1987).

Jossinet, em 1994 desenvolve o sistema ACT3 com 32 eletrodos, podendo adquirir 480 imagens de impedância em apenas um segundo. Cada *pixel* de uma imagem de TIE corresponde à variação da impedância elétrica da correspondente região. Este sistema, chamado *Rensselaer Adaptive Current Tomography System* (ACT) se diferencia dos outros por se utilizar de múltiplas fontes. Este aparelho é desenvolvido no mesmo grupo de pesquisa do ACT1 e é a terceira geração de um tomógrafo para uso em mapeamento de mamas em três dimensões utilizando correntes de excitação senoidal a 30 kHz (COOK *et al.*, 1994). Nesta aplicação, o grupo de pesquisa em Dartmouth, Estados Unidos, se especializou e desenvolveu um sistema de 32 eletrodos operando em múltiplas frequências na faixa de 10 kHz até 1 MHz (KERNER *et al.*, 2000).

Em 2002 ocorre a validação, pelo FDA, do tomógrafo de impedância: TransScan TS2000 no escaneamento do câncer de mama. Este aparelho denominado *T-Scan Electrical Impedance Scanning System* é composto por uma fonte e não reconstrói a imagem em si, mas é aprovado pela FDA como aparelho auxiliar na mamografia.

Atualmente a atenção dos pesquisadores voltou-se para tomografias multifísicas, onde mais de uma grandeza física do objeto de interesse é estudada (AMMARI, H. *et al.*, 2012; WIDLAK; SCHERZER, 2012).

No começo, a modelagem dos eletrodos não era considerada como um ponto crucial do método. Posteriormente os pesquisadores perceberam a necessidade de compensar uma modelagem de eletrodos na diminuição dos ruídos nas medidas (PIDCOCK *et al.*, 1991; HUA *et al.*, 1993) adotaram uma técnica de medição chamada de “quatro eletrodos”, atualmente essa técnica é

usada em medidas de bioimpedância. Em particular Hua e co-autores, deram uma solução prática em forma de eletrodos compostos onde eles usavam diferentes partes de um mesmo eletrodo para propósito de excitação e medição. Este método foi amadurecendo até o chamado Método dos Quatro Eletrodos (BARBER; BROWN, 1983) e posteriormente foi implementado nos sistemas de aquisição de dados: OXBACT II / III e no Mark III sistema desenvolvidos na universidade de Sheffield, na Inglaterra. Atualmente as modelagens dos eletrodos estão mais sofisticadas e realistas e o Modelo Completo de Eletrodos (MCE) se tornou uma técnica padrão em sistemas de TIE.

O desenvolvimento da técnica sempre envolveu duas frentes, *hardware* e o *software*, desenvolvidos por físicos e engenheiros, e os aspectos teóricos do problema, conduzido por matemáticos. A grande questão da comunidade científica matemática era se um conjunto de medidas em particular, poderia determinar de forma única uma distribuição de condutividade no interior de um corpo. Um primeiro intento para responder esta questão foi dado por Calderón, em 1980, onde ele mostra que a derivada Fréchet do operador direto era uma função injetora em algum espaço normado e assim uma única inversa poderia ser calculada. Em 1992, Somersalo, Cheney e Isaacson, mostraram a existência e unicidade da solução do problema direto para o caso bidimensional usando o MCE. Estudos similares foram feitos por Konh e Vogelius, em 1984 e Sylvester e Uhlmann, em 1987. Eles mostraram a existência e unicidade em modelos tridimensionais com condições de contorno simples.

Algoritmos de reconstrução baseados no método SVD truncado (TSVD), tem sido publicado desde 1985 (MURAI, 1985; BRECKON, 1990; PIDCOCK, 1991). Breckon, explicitamente prova que o problema linear e sua linearização são mal postos em termos da decomposição de valores singulares, conduzindo o problema no caminho da programação não linear e no uso de técnicas de regularização. O mesmo autor é pioneiro na pesquisa sobre a existência e unicidade da solução do problema inverso em domínios anisotrópicos.

Os esforços relacionados com a busca de qualidade nas imagens reconstruídas conduziram na busca de padrões de corrente ótimas para substituir os convencionais padrões de corrente conhecidos como adjacente e oposto. ISAACSON (1986, 1987) mostra que padrões trigonométricos de

corrente, usados para maximizar a distinguibilidade de uma distribuição em particular, produziam ótimos resultados no modelo dos quatro eletrodos.

VAUKHONEN (1997) explica a importância de se ter informações a priori para estabilizar a solução inversa. Suas pesquisas incluem também a estimação dinâmica da condutividade, a aproximação bayesiana assim como os métodos de bases condicionadas e regularização por subespaços. Posteriormente estas técnicas foram adaptadas em problemas tridimensionais no grupo de tomografia por impedância elétrica aplicada ao diagnóstico médico da Universidade de Kuopio, na Finlândia.

Em 2001 é disponibilizado em forma de códigos abertos o projeto de software “*Electrical Impedance and Diffuse Optical Reconstruction Software (EIDORS)*”. Esses códigos resolvem o problema direto e inverso em problemas de admitividade em duas e três dimensões (VAUKHONEN *et al.*, 2001).

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo é feita a fundamentação das teorias que embasam a pesquisa sobre TIE.

3.1 FÍSICA DO PROBLEMA

A TIE é um problema inverso não linear, ou seja, procura-se obter os dados que levaram a uma informação, mas o caminho que leva até esta informação não é único. A informação que se procura é a distribuição de condutividade elétrica em um domínio fechado, que está contido em um volume condutor e os dados que se possui são os potenciais da superfície deste domínio, que são medidos no limite, ou seja, na borda do domínio, através da aplicação de ondas senoidais de baixa frequência (1kHz à 1MHz) e baixa amplitude (-5v à +5v).

A injeção de uma corrente elétrica alternada em eletrodos dispostos ao redor da superfície de contorno possibilita medir os potenciais nas fronteiras da seção em estudo. A corrente transmitida depende das características do meio condutivo. Associada a ela, a densidade de corrente J trata-se de uma grandeza vetorial, característica de um ponto interno do condutor, e não do condutor como um todo. No caso de materiais anisotrópicos (variam a direção das propriedades eletromagnéticas), devido sua morfologia tecidual, como os músculos e o cérebro, possuem diferentes densidades de corrente em relação aos tecidos isotrópicos (meios em que as propriedades eletromagnéticas são as mesmas em todas as direções). Desse modo, a densidade de corrente, não é apenas caracterizada pela direção dos fluxos de corrente elétrica, mas também, pela forma de condutibilidade da corrente em cada meio condutor.

Se a corrente i for distribuída uniformemente através de uma área A de uma seção reta do condutor, o módulo da densidade de corrente para todos os pontos daquela seção é dado por:

$$J = \frac{i}{A}$$

Equação 1: Densidade de corrente

Esta relação para J é um caso especial em que a superfície de integração é uma seção reta do condutor, sendo J constante ao longo da superfície e perpendicular a mesma.

A relação geral entre J e i , para uma superfície particular dentro de um condutor, que não precisa ser plana é:

$$i = \int J \cdot dA$$

Equação 2: Corrente dentro de um condutor

Onde i é o fluxo do vetor J através da superfície, dA é um elemento de superfície e a integral é calculada sobre toda superfície da seção.

Deste modo, as equações eletromagnéticas que envolvem a aplicação da corrente em um meio, com condutividade $\sigma_{(x,y)}$ e permissividade relativa $\epsilon_{(x,y)}$ determinarão a densidade de corrente J .

Em circuitos elétricos a impedância elétrica Z , análoga a resistência do meio no caso da TIE, é dada pela relação entre o valor eficaz da diferença de potencial elétrico V_{efe} entre dois pontos do circuito, e o valor eficaz da corrente elétrica I_{efe} .

$$Z = \frac{V_{efe}}{I_{efe}}$$

Equação 3: Impedância do meio

De forma geral, a impedância é a carga resistiva total de um circuito CA, ou seja, quando uma determinada resistência gasta energia na forma de calor (efeito Joule), denomina-se resistência R . Por outro lado, se a componente não gasta energia em forma de calor, ocorre a chamada de reatância X .

A impedância elétrica é expressa por um número complexo. A resistência R é a parte real e a reatância X a parte imaginária. Matematicamente, a impedância é expressa como:

$$Z = R + X \hat{i}$$

Equação 4: Representação da impedância

Designa-se por admitância elétrica $\gamma(\bar{x}, \bar{\omega})$ o inverso da impedância. A admitância varia em função da reatância \bar{x} e da frequência angular $\bar{\omega}$.

$$\frac{1}{Z} = \gamma(\bar{x}, \bar{\omega})$$

Equação 5: Admitância elétrica

A admitância também é um número complexo. A parte real é escrita em termos da condutância $\sigma(x, \omega)$ e a parte imaginária é o produto da frequência angular e a permivissidade elétrica ϵ .

$$\gamma(x, \omega) = \sigma(x, \omega) + \omega \epsilon(x, \omega) \hat{i}$$

Equação 6: Representação da admitância

A impedância indica a oposição que um meio oferece ao fluxo de corrente elétrica variável no tempo e é a informação que se busca saber na TIE. Já a admitância é o inverso da impedância.

A resistividade elétrica ρ é relacionada com o campo elétrico E e a densidade de corrente.

$$\rho = \frac{E}{J}$$

Equação 7: Resistividade elétrica

Na opção de considerar a condutividade σ do meio ao invés da resistividade, também é válida, pois uma é inversa da outra.

$$\sigma = \frac{1}{\rho}$$

Equação 8: Condutividade elétrica

Sendo no sistema internacional de medida expressa em $(\Omega.m)^{-1}$.

A corrente elétrica aplicada no meio gera em seu interior a densidade de corrente.

$$J = \sigma E + \epsilon \epsilon_0 \frac{\partial E}{\partial t}$$

Equação 9: Densidade de Corrente

A derivada $\partial E/\partial t$ representa a taxa de variação do campo elétrico em um meio de permissividade ϵ (ϵ_0 permissividade no vácuo). Mas como na aplicação da TIE utiliza-se sinais de baixa frequência, a derivada $\partial E/\partial t$ pode ser desconsiderada (HUA *et al*, 1993).

Desse modo, a Equação 9, torna-se:

$$J = \sigma E$$

Equação 10: Densidade de corrente na TIE

Segundo (HUA *et al*, 1993), quando utiliza-se frequências abaixo de 30 MHz, o divergente da densidade de corrente é considerado nulo:

$$\nabla \cdot J = 0$$

Equação 11: Divergente da densidade de corrente nulo

E o negativo do gradiente do potencial resulta no campo elétrico.

$$E = -\nabla U$$

Equação 12: Gradiente do potencial

Pode-se então introduzir a Equação 10 na Equação 11 e a Equação 12 na Equação 10, e obter desse modo a equação de Laplace.

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla U) = 0$$

Equação 13: Equação de Laplace

Para casos bidimensionais a Equação 13 é escrita da forma:

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(\sigma \frac{\partial U}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\sigma \frac{\partial U}{\partial y} \right) = 0$$

Equação 14: Equação de Laplace para duas dimensões

Como existe um número infinito de soluções $U(x,y)$ para a equação de Laplace da TIE, são aplicadas condições de contorno que estabelecem medidas de corrente e potencial elétrico nos eletrodos ao longo da borda do domínio estudado, com intuito de resolver o problema. Para isto existem três modos de se obter estas condições. Aplica-se corrente elétrica dentro do domínio e mede-se o potencial na fronteira (condições de Dirichlet), ou o inverso, através da aplicação de uma voltagem no domínio, obtém-se a corrente na borda (condição de Neumann), ou ainda um misto destes dois (AGUILAR, 2009).

Na TIE os aspectos mais importantes da modelagem do problema são a dimensão, geometria da fronteira e características estruturais do volume físico. Além disso, a localização dos eletrodos na fronteira tem que ser tratada convenientemente para ter observações de boa qualidade. Assim, as características da modelagem devem conduzir a uma simulação realista da distribuição do potencial e o modelo deve refletir a locação dos eletrodos e a impedância de contato (AGUILAR, 2009).

3.2 MATEMÁTICA DO PROBLEMA

3.2.1 PROBLEMAS DIRETO E INVERSO

O primeiro exemplo de problemas inversos que se tem relato foi introduzido por Platão no livro VII do diálogo da república, quando ele propôs o problema filosófico de reconstruir a “realidade” pela observação da imagem de objetos e pessoas através de sombras projetadas na penumbra de uma caverna (DE CEZARO, 2012).

O problema inverso é considerado “inverso” para o problema inicial, que relaciona os parâmetros do modelo com os dados observados, no caso da TIE os potências elétricos na fronteira do domínio.

Na atualidade os problemas inversos são aplicados em várias áreas do conhecimento, dentre tantas podemos citar a engenharia, geofísica, inferência estatística, ciências médicas, entre outras.

O problema direto ocorre quando dada uma causa determina-se o efeito, então o direto está na relação causa efeito. Já o problema inverso é aquele em

que tem-se o efeito, ou resultado, e tenta-se determinar a causa (DE CEZARO, 2006; BORGES, 2013).

Dois problemas são inversos um do outro se a formulação de um, envolve, pelo menos, parte do conhecimento da solução do outro (KIRSCH, 1996; DE CEZARO, 2006)

A equação mais comum utilizada para representar um problema inverso, é do tipo

$$F(u) = y$$

Equação 15: Equação comum de problemas inversos

ou seja, para um dado efeito y e uma causa a ser determinada u que pertence a um conjunto de dados U . Tal equação é gerada a partir de um modelo matematicamente determinado, ou a determinar, F , o qual geralmente é definido entre espaços de Hilbert X e Y . Este é um espaço vetorial dotado de produto interno, ou seja, com noções de distância e ângulos. Esse espaço obedece uma relação de completude, que garante que os limites existem quando esperados, o que permite e facilita diversas definições da análise. (DE CEZARO, 2006)

Problemas inversos são ditos mal postos, ou seja, a solução não satisfaz algumas ou todas, as condições de Hadamard, que são: condição de existência (I), condição de unicidade (II) e estabilidade da solução (III).

- I. $\forall u \in U, \exists y \in Y$;
- II. u é univocamente determinado a partir de y ;
- III. O problema é estável nos espaços (X, Y) .

Nos problemas inversos, um problema direto é usado para prever observações. No caso da TIE, um modelo que prediz as medidas de potencial elétrico dados os estímulos de corrente elétrica e a distribuição de condutividade no interior do domínio deve ser considerado o problema direto.

Para resolver este problema inverso existem alguns métodos matemáticos clássicos, como por exemplo, o método de regularização de Tikhonov e a regularização por métodos iterativos, dentre eles o método de Landweber, entre outros (DE CEZARO, 2006; BORGES, 2013).

Os métodos de regularização determinam uma solução aproximada para o problema mal posto, utilizando soluções de um conjunto de problemas bem-postos, convergindo assim para a solução do problema inverso (DE CEZARO, 2006; BORGES, 2013).

3.2.1.1 Solução do Problema Direto

Como o domínio submetido à tomografia possui uma geometria complexa a solução analítica do problema direto da TIE não é facilmente encontrada. Assim, a solução é obtida numericamente pelo método dos elementos finitos (MEF), que é um método de análise robusto, confiável e genérico o suficiente para lidar com domínios de formas complexas. No MEF, o domínio (submetido à tomografia) é dividido em elementos finitos e analisado através de um modelo, que representa através de matrizes numéricas a geometria, os vínculos e o carregamento deste domínio (BATHE, 1996), no caso da TIE, aterramento e corrente elétrica respectivamente, representam os vínculos e carregamentos deste domínio. A partir do modelo de MEF podemos determinar o potencial elétrico em cada ponto do domínio discreto (MURAY; KAGAWA, 1985).

3.2.1.2 Solução do Problema Inverso

O problema inverso considerado tem solução por convergência, através dos métodos de regularização, que determinam uma solução aproximada para o problema mal posto, utilizando soluções de um conjunto de problemas bem postos (DE CEZARO, 2006; MARGOTTI, 2011; BORGES, 2013).

Existem algoritmos computacionais específicos da TIE com vários métodos de resolução. Eles trazem a teoria matemática compilada em soluções numéricas.

O EIDORS é um conjunto de algoritmos compilados em linguagem MATLAB, que faz uso de diversos mecanismos de solução do problema inverso em TIE (*inverse solvers*) (ADLER e LIONHEART, 2008).

Os mecanismos mais comuns são:

- Variações do Método de Mínimos Quadrados;

- Gradiente Conjugado;
- Variações do Método Gauss-Newton com regularização;
- Variações do Método Recozimento Simulado;
- Metrópolis;
- Retroprojeção;
- Filtro de Kalman;
- Morozov.

Nesse trabalho foi utilizado o método de gauss-newton regularizado.

3.3 GRANDEZAS FÍSICAS ENVOLVIDAS NO PROBLEMA DA TIE

3.3.1 Impedância Elétrica

A impedância elétrica é expressa por um número complexo, possuindo uma parte real, que equivale a resistência, e uma parte imaginária que corresponde a reatância. Pela Lei de Ohm:

Equação 16: Impedância Elétrica

$$Z = \frac{U}{i}$$

Onde Z é a impedância, expressa em Ohms (Ω), U é a tensão elétrica no circuito e i a intensidade da corrente que circula pelo circuito.

A impedância pode ser calculada medindo-se a tensão entre um par de eletrodos durante a aplicação de uma corrente i conhecida.

A corrente elétrica segue o caminho de maior facilidade, ou seja, menor oposição, desta forma a impedância do meio determinará a sua densidade, intensidade e trajeto, podendo modificar a resposta final. É esta característica da corrente que torna possível descobrir a impedância do meio (RODRIGUEZ, 2010).

A impedância elétrica sob os eletrodos se altera com o posicionamento e a IESD (BOLFE et al.; 2007), a localização do campo elétrico, a variação do comprimento e forma das estruturas anatômicas, bem como a quantidade de água e o número de camadas de resistivas. A partir da relação entre a diferença

de potencial entre dois pontos e o valor da corrente gerada entre eles em um circuito, podem ser obtidos os valores de impedância elétrica, que indica a oposição total (resistividade) que um circuito elétrico oferece ao fluxo de corrente elétrica variável no tempo (RODRIGUEZ, 2010).

3.3.2 Condutividade

A condutividade elétrica σ representa o caráter elétrico de um material, de acordo com a expressão

Equação 17: Condutividade elétrica

$$\sigma = \frac{1}{\rho}$$

tem-se que a condutividade elétrica é o recíproco da resistividade, ou seja, são inversamente proporcionais, indica a facilidade com a qual um material é capaz de conduzir corrente elétrica (RODRIGUEZ, 2010).

A corrente de condução é o resultado do movimento de elétrons entre um átomo e outro do material condutor, e pode existir em situações de corrente constante ou corrente variável. A corrente de deslocamento é o resultado da polarização de cargas entre as placas do capacitor, e só existe quando a tensão entre as placas varia com o tempo.

Se for aplicado um gradiente de potencial a um material biológico, as correntes de condução (que corresponde ao resultado do movimento de elétrons entre um átomo e outro do material biológico) e as correntes de deslocamento (que corresponde ao resultado da polarização de cargas entre os eletrodos sem a presença do material biológico) variam com a frequência. Para frequências na faixa de 10Hz a 100KHz, a variação da corrente de condução é muito pequena, sendo significativa para as correntes de deslocamento que são normalmente desprezadas (RODRIGUEZ, 2010).

3.4 TEORIA DA AMOSTRAGEM E O EFEITO ALIASING

De acordo com o Teorema de Nyquist, a quantidade de amostras por unidade de tempo de um sinal, chamada taxa ou frequência de amostragem, deve ser maior que o dobro da maior frequência contida no sinal a ser amostrado, para que possa ser reproduzido integralmente sem erro de aliasing, como pode ser visto na Figura 4. A metade da frequência de amostragem é chamada frequência de Nyquist e corresponde ao limite máximo do sinal que pode ser reproduzido. Como é impossível garantir que o sinal não contenha distorções, interferências, ruídos, etc, é necessário o uso do filtro passa baixa com frequência de corte igual (ou menor) a frequência de Nyquist, ou filtro anti-aliasing (BARNETT, 2002).

3.4.1.1 Amostragem do Sinal

O sinal analógico é contínuo no tempo e em nível, contém uma infinidade de valores. Mas o meio de comunicação tem banda limitada, que faz com que transmita-se apenas uma certa quantidade de amostras do sinal original. Por isso quanto maior a frequência de amostragem do instrumento de medição, mais fácil será reproduzir o sinal, por outro lado haverá desperdício de banda ocupada, sem nenhuma melhoria na qualidade, quando a frequência do aparelho for maior que o necessário. Este princípio da amostragem de um sinal é ilustrado na Figura 3.

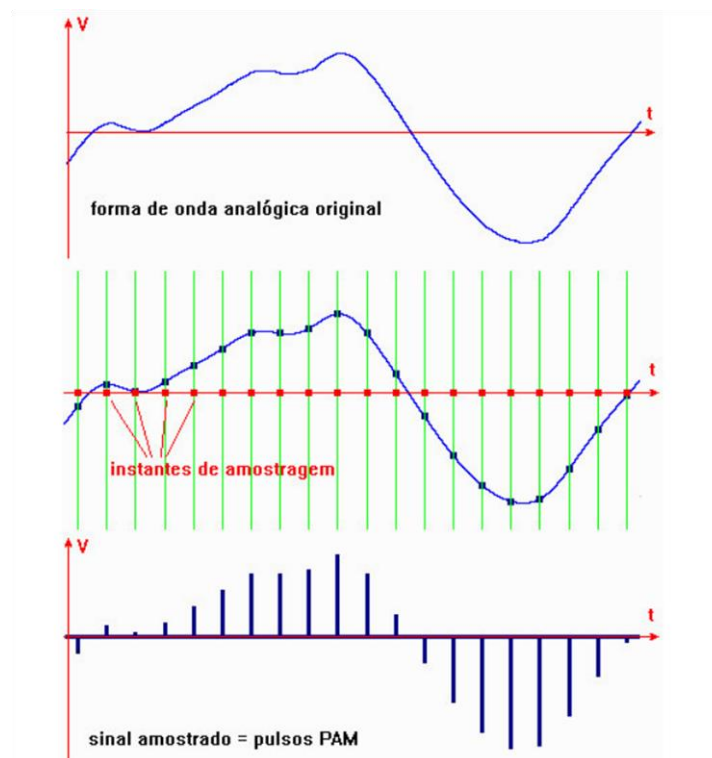


Figura 3: Princípio de Amostragem

Fonte: Adaptado de http://www.getulio.eng.br/meusalunos/sad/Teorema_da_Amostragem.pdf

O circuito de um instrumento ADC, ou seja, um circuito que converte sinais analógicos em sinais digitais, é como uma chave que se fecha por um brevíssimo instante de tempo, na cadência da frequência de amostragem. Uma frequência de amostragem de 8 kHz, faria a chave se fechar 8000 vezes por segundo, ou seja, a cada 125 microssegundos. Na saída do circuito, tem-se um sinal em forma de pulsos estreitos, com amplitude igual ao valor instantâneo do sinal, chamados pulsos PAM (*Pulse Amplitude Modulated*).

A Figura 4 mostra um sinal senoidal sendo amostrado com taxas próximas ao limite da instrumentação. Na primeira figura, amostragem com frequência maior que duas vezes a do sinal. Observa-se amostras suficientes para que o sinal possa ser reproduzido sem erro de aliasing. Na segunda figura, a taxa de amostragem é igual a duas vezes a frequência do sinal. Então não é possível a sua reprodução pois o sinal PAM vale zero. Caso houvesse defasagem dos pontos de amostragem, haveria sinal PAM, porém com amplitude errada. Na terceira figura a frequência de amostragem é menor que o dobro da frequência do sinal aplicado. Constatou-se que a quantidade de amostras é insuficiente e o sinal reproduzido, em vermelho, não corresponde a realidade. Este erro é

causado pelo fenômeno de aliasing. Para evitar este problema, a instrumentação deve ser projetada de forma que o conversor ADC, seja compatível com o gerador de ondas senoidais (BARNETT, 2002).

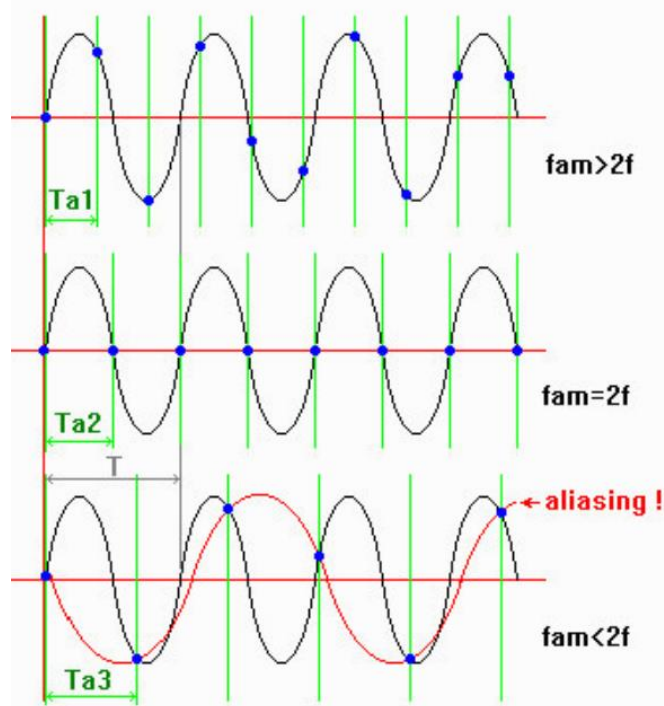


Figura 4: Sinais amostrados próximos de faixas limite. Na primeira imagem a frequência de amostragem (f_{am}) é maior que 2 vezes a frequência do sinal. O período T_{a1} é indicado pela linha verde. Na segunda imagem a frequência de amostragem é igual a 2 vezes a frequência do sinal, o que gera como gráfico resultante uma reta. Na terceira imagem a frequência de amostragem é menor que o dobro da frequência do sinal. Isto gera um sinal errôneo denominado de aliasing.

Fonte: Adaptado de http://www.getulio.eng.br/meusalunos/sad/Teorema_da_Amostragem.pdf

3.5 CONSIDERAÇÕES SOBRE A PRECISÃO DO SISTEMA DE TIE

A exatidão necessária a um sistema de TIE varia de acordo com a natureza da aplicação. Em aplicações clínicas um dos primeiros e mais usados sistemas de TIE, *Sheffield Mark 1*, produz imagens úteis para aplicações com erros de até 20%, não sendo considerado um sistema ruim. Entretanto, para imagens dinâmicas, onde a informação relevante está na variação de impedância, a exatidão ideal nas medidas de impedância é sugerida em 0,1% (BROWN, SEAGAR, 1987). Por outro lado, para geração de imagens estáticas são

sugeridas medidas absolutas com exatidão entre 0,02% e 0,05% (DENYER *et al.*, 1994).

Um dos fatores críticos para o erro total da instrumentação é o desempenho das fontes de excitação (ROSS *et al.*, 2003). De acordo com HOLDER (2005), existe um grande número de tomógrafos de impedância elétrica que foram desenvolvidos para resolver o problema básico que é a determinação da distribuição de impedância dentro do corpo a partir de medidas feitas na superfície. A característica mais importante de cada tomógrafo é o tipo de arquitetura utilizada. A escolha desta passa por uma relação entre complexidade e desempenho, pois sistemas com fonte de excitação única têm menor complexidade, enquanto que sistemas com múltiplas fontes têm melhor desempenho em teoria.

Ainda segundo HOLDER (2005), não existe uma arquitetura que seja considerada ideal para uma dada aplicação. Entretanto, os melhores dados para se construir uma imagem vem de um sistema com maior exatidão possível e com múltiplas fontes de excitação. Este sistema é também o mais complexo e custoso de se construir. A exatidão é importante em vários pontos do sistema como nas correntes aplicadas, nas tensões medidas e no posicionamento dos eletrodos. Qualquer erro em um destes pontos causará degradação da qualidade da imagem. Do ponto de vista prático, o uso de múltiplas fontes aumenta a exatidão da corrente aplicada, pois evita o uso de multiplexadores, que são instrumentos úteis para “rodar” a leitura ou aplicação do sinal, mas que geram correntes parasitas. Uma fonte de corrente de alta exatidão requer algum tipo de compensação que minimize os efeitos das capacitâncias parasitas. Com a presença de multiplexadores no sistema, torna-se muito difícil compensar estas capacitâncias, pois estas variam em função da seleção dos eletrodos. Assim, os sistemas de múltiplas fontes de excitação têm uma menor sensibilidade a erros de posicionamento de eletrodos.

3.6 INSTRUMENTAÇÃO

Neste tópico é apresentada a teoria de funcionamento dos *hardwares* envolvidos no sistema para TIE. Também é visto alguns exemplos de circuitos e principais problemas que possam vir a ocorrer.

3.6.1 Gerador de ondas senoidais

O gerador de sinais senoidais, ou como é normalmente chamado, gerador de funções é uma fonte de sinais que combina várias funções em uma unidade. Este aparelho gera voltagens (V_g) variáveis como funções do tempo (t). As voltagens geradas são periódicas, de período T (dado em segundos), frequência f (dada em Hz) e amplitude V_0 , assemelhando-se a uma onda. É por esse motivo que cada função de voltagem gerada é denominada de forma de onda. A voltagem gerada pode ter valores positivos ou negativos em relação a uma referência que é denominada de GND (*graduated neutral density filter*) ou terra. A amplitude V_0 da forma de onda corresponde ao valor máximo, em módulo, da voltagem gerada em relação à referência, como pode ser visto na Figura 5.

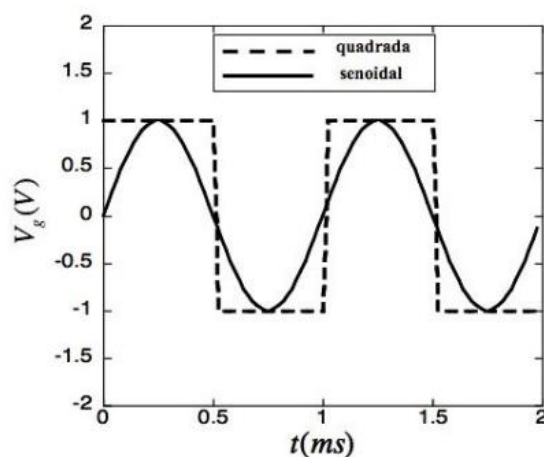


Figura 5: Formas de onda quadrada e senoidal com período $T = 1\text{ms}$, amplitude $V_0 = 1\text{V}$ e frequência $f = 1\text{kHz}$.

Fonte: Adaptado de http://www.if.ufrj.br/~fisexp3/Roteiros/Aula2_wania.pdf

A saída das fontes de ondas senoidais (geradores de funções) mantém a tensão constante e varia a corrente dependendo da carga. Por outro lado, os

sistemas de TIE proposto requerem que a tensão varie para que a corrente permaneça constante, independentemente da carga (DAVID *et al*, 1999).

A obtenção das imagens, por sua vez, implica que uma rigorosa metodologia de medição e uma eletrônica de precisão precisam ser usadas. Basicamente, essa eletrônica de precisão compreende uma fonte de corrente controlada por tensão (CCT) com alta impedância de saída e um amplificador de instrumentação com alta impedância de entrada e rejeição de tensões indesejáveis.

A precisão do gerador de ondas senoidais está fortemente relacionada com a precisão de medição da impedância de saída da fonte de corrente. Por isso recomenda-se o uso de um gerador com pelo menos 12 bits de precisão (DAVID *et al*, 1999).

3.6.2 Fonte De Corrente

Uma fonte de corrente é um circuito eletrônico que fornece uma corrente constante por uma carga. Se a resistência da carga sofrer variações a fonte deve se encarregar de aumentar ou diminuir sua tensão de saída (DAVID *et al*, 1999).

Segundo (HOROWITZ; HILL, 1994) a fonte de corrente ideal é a apresentada na Figura 6, sem a voltagem de *offset* que normalmente acompanha uma implementação baseada em um transistor. O potencial elétrico na entrada inversora é necessária para uma corrente $I = V_{in}/R$ na saída do amplificador operacional.

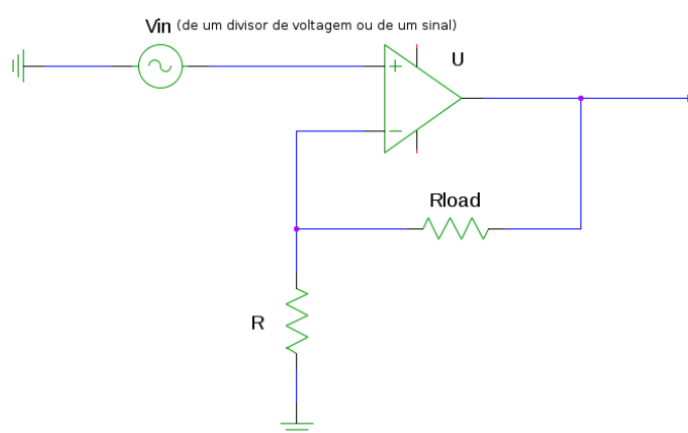


Figura 6: Circuito para fonte de corrente.

Fonte: HILL, 1994

A maior desvantagem deste circuito é a flutuação na carga (nenhum dos nós do resistor R_{load} está aterrado). Desta forma não é possível gerar uma onda Horowitz senoidal em relação ao potencial terra com esta fonte de corrente. Uma solução para este problema está em flutuar a alimentação para que seja possível aterrar um lado da carga, de acordo com (HOROWITZ; HILL, 1994).

Em outras bibliografias encontra-se indicado como uma das topologias mais populares para a implementação de fonte de corrente para aplicações de TIE, a topologia Howland modificada (FRANCO, 2002), onde uma variação deste circuito é apresentada na Figura 7.

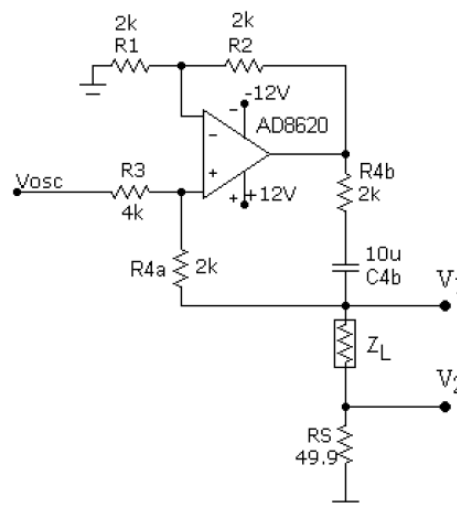


Figura 7: Fonte Howland modificada

Fonte: FRANCO, 2002

O amplificador operacional AD8620 é ligado em uma $V_{p-p}=24V$, enquanto uma entrada (+) é ligada a uma tensão oscilante, e a outra entrada (-) é aterrada. Na saída do circuito tem-se as tensões V_1 e V_2 e uma corrente de saída fixa.

3.6.3 Circuito Conversor de impedância negativa

O circuito conversor de impedância negativa é útil para a TIE, pois com este circuito aumenta-se a impedância de saída da fonte de corrente e, conseqüentemente, aumenta a precisão na medição das diferenças de

potenciais entre os eletrodos e assim, a resolução da imagem (GONZALEZ, BERTEMES, 2004).

As fontes CCT de estrutura Howland modificada, possuem capacitâncias parasitas (C_{stray}) em sua saída, que são capacitâncias aparentes não desejadas no circuito. Um circuito CIN torna o sistema mais preciso, pois anulam estas capacitâncias. O cancelamento é possível por que uma capacitância negativa é gerada, através do circuito CIN, de valor igual à capacitância parasita a ser cancelada (GONZALEZ, BERTEMES, 2004). O circuito CIN encontra-se no Anexo A.

3.6.4 Conversor Analógico-Digital

A amostragem de um sinal oferece uma representação de tempo de uma forma de onda contínua onde os pontos são números de valor real, para que sejam transmitidos para um sistema digital devem ser convertidos em números de valor discreto. A conversão análogo-digital (ADC) é um processo que permite a iteração entre sinais analógicos com um computador, por exemplo. Porém as características digitais diferentes de uma amostragem analógica contínua, ela é amostrada e quantizada (RODRIGUEZ, 2010).

Quantização é o processo de atribuição de valores discretos para um sinal cuja amplitude varia entre infinitos valores. Para o caso uniforme todas as regiões de quantização são iguais. Com N regiões distintas, utiliza-se *bits* de $\log_2(N)$ para representar cada valor quantizado.

Portando, para uma digitalização de qualidade de um sinal é importante definir a frequência de amostragem, o número de *bits* e o tipo de filtro analógico *anti-aliasing*, necessários para converter um sinal analógico para digital. (RODRIGUEZ, 2010)

3.6.4.1 Erro de Quantização

Em processamento digital de sinais a quantização é o processo de atribuição de valores discretos para um sinal cuja amplitude varia entre infinitos valores. Na ADC ocorrem perdas, denominadas erros de quantização, que se baseiam na diferença entre o valor real analógico e o valor digital quantizado.

Para converter o sinal analógico em uma sequência de dados digitais, deve-se amostrar a forma de onda analógica em momentos discretos bem definidos, de forma a manter a relação entre o tempo no domínio analógico e o tempo no domínio digital.

A Figura 8 ilustra o processo de atribuição de valores discretos para um sinal, em função do tempo.

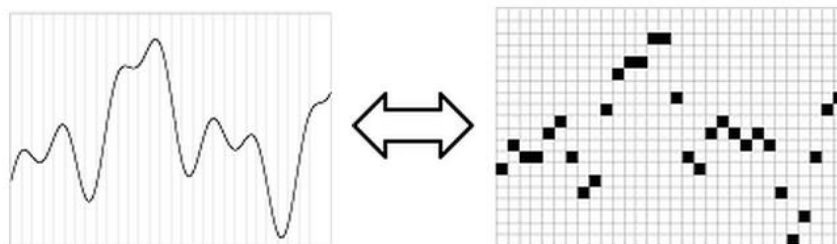


Figura 8: Conversão de um sinal analógico para o domínio digital, os valores do sinal são coletados em pontos discretos no tempo

Fonte: Adaptado de <http://www.ni.com/white-paper/3016/pt>

A resolução de tempo será limitada pela taxa de amostragem máxima do ADC. A resolução em amplitude é limitada pelo número de níveis de saída discretos que tiver o ADC. Por exemplo, um ADC de 3 bits divide a faixa em 2^3 , ou 8, divisões. Cada uma dessas divisões é representada por um código binário entre 000 e 111 (sinal digital). O ADC traduz cada medição do sinal analógico em uma das divisões digitais. (<http://www.ni.com/white-paper/3016/pt>).

A Figura 9 mostra a imagem digital de uma onda senoidal de 5 kHz obtida por um ADC de 3 bits e um de 16 bits.

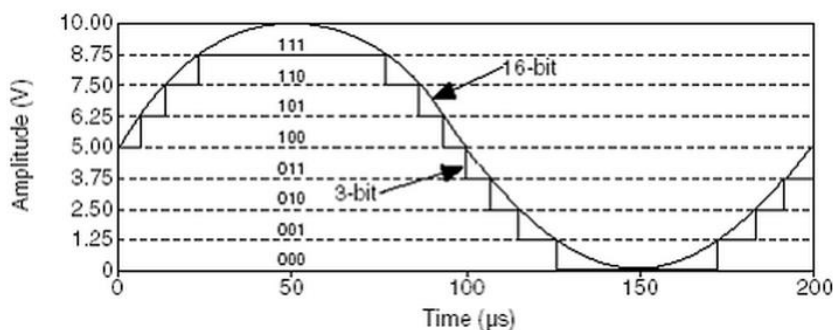


Figura 9: Imagem digital de uma onda senoidal de 5 kHz obtida por um ADC de 3 bits e um de 16 bits

Fonte: Adaptado de <http://www.ni.com/white-paper/3016/pt>

3.6.5 Conversor Tensão-Corrente

Os sinais analógicos de tensão provenientes do gerador de funções devem ser convertidos em sinais de corrente, pois a matemática que resolve o problema inverso da Tomografia por Impedância Elétrica depende de um valor constante de corrente que independa da resistividade do corpo em que o sinal é aplicado.

Então são abordadas algumas topologias de conversores de tensão-corrente. Uma das topologias mais simples de um conversor V-I utiliza um transistor e um resistor como ilustrado na Figura 10.

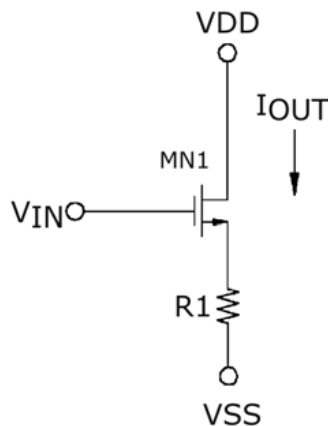


Figura 10: Conversor V-I. Transistor MOS com resistor de dreno

Fonte: ARAUJO, 2008

O transistor MN1 do circuito possui canal curto tal que a corrente de dreno I_{OUT} aumenta linearmente com a tensão de polarização da porta V_{IN} .

Para facilitar a análise, assume-se VSS como referência ($V_{SS} = 0$ V), e a resistência dreno-fonte de MN1 desprezível em relação à de R1 (ARAUJO, 2008). Dessa forma, a relação entre corrente de saída e tensão de entrada é dada pela Equação 18.

$$I_{OUT} = 0 \quad \{V_{IN} \leq V_T\}$$

$$I_{OUT} = \frac{V_{IN} - V_T}{R_1} \quad \{V_{IN} \geq V_T\}$$

Equação 18: Relação entre corrente de saída e tensão de entrada

Portanto, trata-se de uma relação linear entre tensão de entrada e corrente de saída.

Outra topologia utiliza apenas um transistor MOS para converter V_{IN} em I_{OUT} , como ilustra a Figura 11.

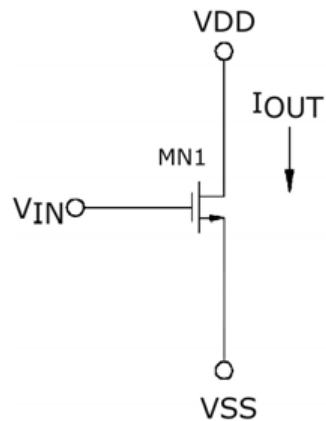


Figura 11: Conversor V-I com transistor de canal longo
Fonte: ARAUJO, 2008

No circuito da Figura 11 o transistor MN1 opera na saturação e possui canal longo. A corrente de dreno guarda uma relação quadrática com a polarização da porta. A resistência dreno-fonte (R_{DS}) é alta o suficiente para funcionar como um resistor de referência.

Este circuito fornece uma corrente de saída com relação quadrática (ARAUJO, 2008).

A topologia do circuito da Figura 12 é mais um exemplo de conversor tensão-corrente com um circuito de polarização.

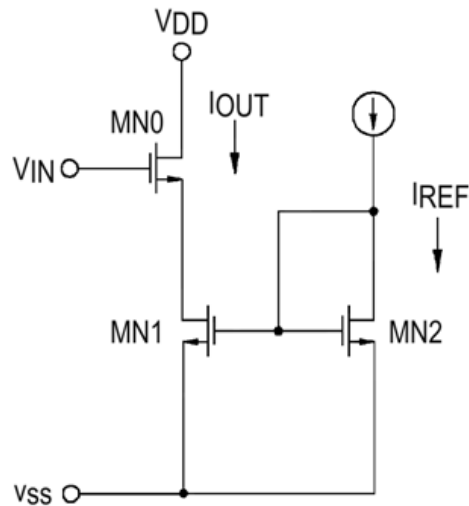


Figura 12: Conversor V-I com referência de corrente
Fonte: ARAUJO, 2008

O transistor MN0 do circuito é um transistor NMOS polarizado na saturação, enquanto o transistor MN1 do circuito opera na região de triodo. O transistor MN2 também opera na saturação e sua corrente de dreno é aproximadamente I_{REF} , mantida pela fonte de corrente (ARAUJO, 2008).

O circuito da Figura 12 pode ser melhorado se houver uma tensão constante que polarize o transistor MN1, conforme Figura 13.

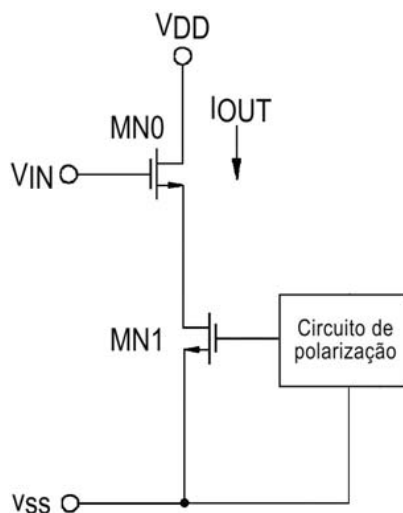


Figura 13: Conversor V-I com circuito de polarização
Fonte: ARAUJO, 2008

Na Figura 13, um circuito de polarização foi conectado a MN1 com a intenção de manter sua resistência dreno-fonte constante.

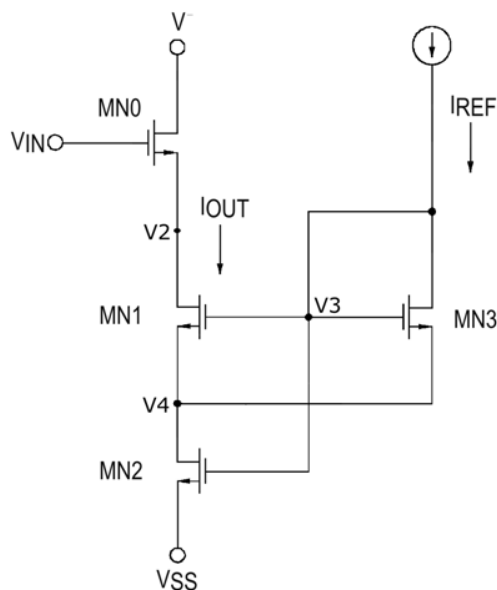


Figura 14: conversor V-I com transistor e fonte funcionando como rede de polarização
Fonte: ARAUJO, 2008

No conversor da Figura 14, $VSS=0$ V e os transistores MN3 e MN0 funcionam na região de saturação, enquanto MN1 e MN2 operam na região de triodo. O transistor MN3 e a fonte de corrente IREF funcionam como rede de polarização de MN1 e MN2.

A relação $V \times I$ para cada uma das topologias citadas é avaliada no gráfico da Figura 15. Neste gráfico, os números à direita em cada curva estão relacionados às Figuras com as topologias apresentadas aqui. Observa-se que a topologia da Figura 10 possui a maior faixa linear, porém apresenta o inconveniente de variação da resistência de dreno. A curva da topologia da Figura 11 é pouco linear devido à relação quadrática da corrente de saída com a tensão de entrada, conforme visto. A curva da topologia da Figura 12 possui a faixa de corrente de saída bastante estreita. A melhor opção é a curva da topologia da Figura 14, pois apresenta linearidade e uma faixa de tensões/correntes razoável (ARAUJO, 2008).

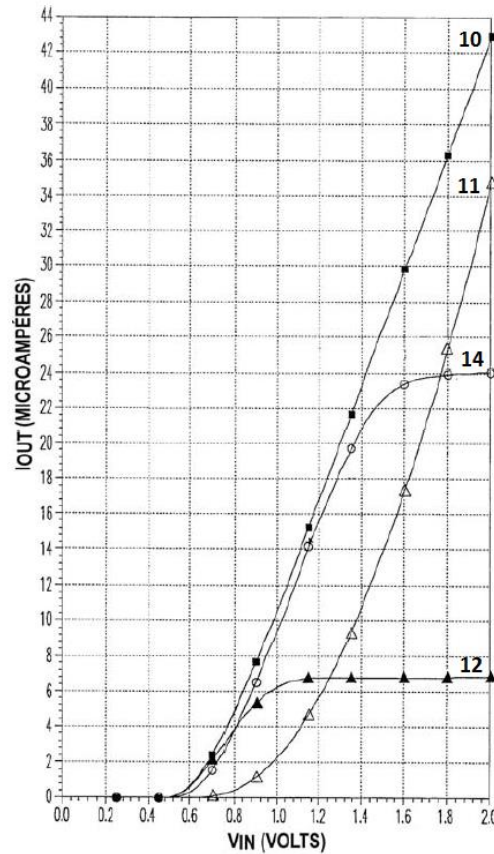


Figura 15: Gráfico da relação entre corrente de saída e tensão de entrada dos conversores V-I descritos nas figuras 10, 11, 12 e 14.

Fonte: ARAUJO, 2008

3.6.6 Filtro Antialiasing

Caso um sinal seja amostrado em uma taxa de amostragem menor que duas vezes a frequência de Nyquist, uma ou mais componentes de frequência mais baixa aparecerão nos dados amostrados. Esse fenômeno é denominado aliasing.

A Figura 16 mostra uma onda senoidal de 5 MHz digitalizada por um ADC de 6 MS/s (Mega Samples por segundo). A linha pontilhada indica o sinal com aliasing registrado pelo ADC. O efeito de aliasing mostra a frequência de 5 MHz incorretamente dentro da banda de passagem, representando-a como se fosse uma onda senoidal de 1 MHz.

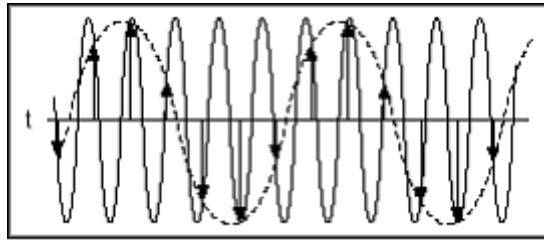


Figura 16: Demonstração do aliasing com uma onda senoidal

Fonte: Adaptado de <http://www.ni.com/white-paper/3016/pt>

É comum os sinais de entrada conterem componentes de frequência muito acima da frequência de Nyquist, pois qualquer ruído externo pode alterar abruptamente a forma de onda. Pelo efeito de aliasing, essas frequências são incorretamente incluídas aos componentes do sinal amostrado corretamente, resultando em uma distorção dos dados amostrados. Para executar medições de alta exatidão usando dados amostrados, será necessário usar uma taxa de amostragem suficientemente alta (de 5 a 10 vezes a componente de maior frequência no sinal) para evitar aliasing ou introduzir um filtro antialiasing (filtro passa-baixas que atenua quaisquer frequências no sinal de entrada que sejam maiores que a frequência de Nyquist) antes do ADC, para restringir a largura de banda do sinal de entrada, de forma a atender o critério de amostragem (<http://www.ni.com/white-paper/3016/pt>).

3.6.6.1 Frequência de Aliasing

A frequência de aliasing é o valor absoluto da diferença entre a frequência do sinal de entrada e o múltiplo inteiro mais próximo da taxa de amostragem.

Freq. de aliasing = ABS (múltiplo inteiro mais próximo da freq. de amostragem – freq. de entrada)

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são apresentados a metodologia e os materiais usados nesta pesquisa de desenvolvimento dos requisitos de *hardware* e *software* para construção de um sistema de Tomografia por Impedância Elétrica. O diagrama de blocos necessários para se criar um sistema de TIE é apresentado e as especificações do *hardware* e *software* utilizados na pesquisa e a forma de construção do corpo de provas são vistas.

4.1 COMPOSIÇÃO DO SISTEMA DE TIE

O sistema para Tomografia por Impedância Elétrica consiste em duas partes, o *hardware* de aquisição de dados e o *software* de aquisição de imagens. (SOLEIMANI, 2006). A Figura 17 mostra o diagrama de blocos do sistema.

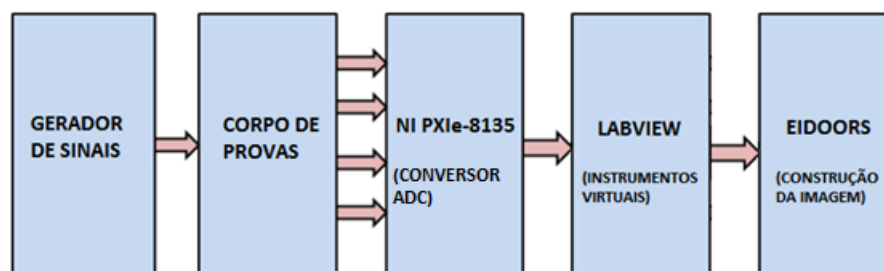


Figura 17: Diagrama de blocos da TIE. As setas indicam a ordem do processo que começa com a aplicação do sinal pelo gerador, que consiste em uma fonte de tensão que gera funções senoidais e aplica no corpo de provas, então o ADC lê e converte o sinal para o formato digital. Então uma outra etapa inicia-se com o tratamento destes dados pelos softwares do sistema. O Labview cria os instrumentos virtuais (IV) que armazenam os dados em tabelas. O EIDORS é responsável por simular dados para serem comparados com os dados experimentais.

Neste sistema o gerador de sinais consiste numa fonte de tensão. Então uma pequena corrente elétrica é aplicada através de 16 eletrodos, que se encontram ao redor de um cilindro de acrílico de 30 cm de diâmetro, preenchido com uma solução de Cloreto de Potássio (KCl) a uma concentração de 0.05%, que torna o meio condutivo eletricamente.

O NI PXIe-8135, que vem equipado com módulos de leitura e conversão ADC e com um processador Intel i7, faz a coleta dos dados e os armazena em

seu disco rígido. O aparelho mede a diferença de potencial entre cada par de eletrodo, através do modo diferencial.

Através dos equipamentos virtuais criados no Labview, os dados são tratados e quantizados numa tabela. Então estes dados experimentais são comparados com os dados obtidos na simulação com o *software* EIDORS, rodando na plataforma Matlab. Para visualizar e comparar os dados experimentais com os resultados da simulação, foi utilizado o programa Origin Pro.

4.2 SOFTWARE

Neste capítulo serão apresentados os *softwares* utilizados na pesquisa para criação do algoritmo de coleta, armazenagem e tratamento dos dados.

4.2.1 LABVIEW

O LabVIEW (*Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*) é uma linguagem de programação gráfica originária da National Instruments. A primeira versão surgiu em 1986 para o Macintosh e atualmente existem também ambientes de desenvolvimento integrados para os Sistemas Operacionais Windows, Linux e *Solaris*.

Os blocos de funções são designados por Instrumentos Virtuais (IV), e em princípio cada programa (Sub-IV) pode ser usado como sub-programa por qualquer outro IV ou pode, simplesmente, ser executado isoladamente.

O programador liga os IVs com linhas de ligação e define, deste modo, o fluxo de dados. Cada IV pode possuir entradas e/ou saídas. A execução de um IV começa quando todas as entradas estão disponíveis e os resultados do processamento são então colocadas nas saídas assim que a execução do sub-programa tenha terminado. Desta forma, a ordem pela qual as tarefas são executadas é definida em função dos dados. Uma ordem pré-definida não existe, por exemplo, da direita para esquerda. Este modo de funcionamento do *software* facilita com que possam ser criados processos paralelos. Os sub-IVs sem interdependência dos respectivos dados são processados em paralelo.

Os Sub-IVs que não possuem entradas são executadas no início do programa. Se o sub-IV não possuir saídas, os dados resultantes são ignorados ou, então, usados pelo exterior (disco rígido, rede ou enviados para impressão). Da mesma forma, um sub-IV sem entradas pode receber dados provenientes de aparelhos periféricos ou pode gerar os seus próprios dados.

Os sub-IVs podem estar interligados com muita complexidade. Muitas das funções próprias do LabView são IVs normais, que podem ser modificados pelo programador. Todos os IVs se baseiam numa série de funções básicas, chamadas primitivas, que não podem ser modificadas pelo programador.

Muitos IVs e primitivas em LabVIEW são polimorfos, ou seja, a sua funcionalidade adapta-se ao tipos de dado que recebem. Por exemplo, a função *Build-Array* pode ser usada para a criação de quaisquer variáveis, ou seja, de *strings*, de inteiros e também de *arrays* e de *clusters*. Também é possível ao programador construir os seus próprios IVs polimorfos. No fundo, consistem de uma coleção de vários IVs com diferentes tipos de dados, entradas e saídas.

Os dados podem ser ligados ao painel frontal através de manipuladores. Por exemplo, a inserção de números pode ser dependente de um manipulador e uma variável de saída booleana pode ser realizada por um LED colocado no painel.

4.2.2 MATLAB

O Matlab é um *software* da Mathworks. Uma empresa fundada por Jack Little e Cleve Moler, no fim da década de 70. Eles notaram que uma grande parte dos cientistas e engenheiros precisavam de ambientes computacionais mais potentes que as tradicionais linguagens Fortran e C. A forma que eles encontraram de responder a esta necessidade, foi desenvolver o Matlab, um ambiente computacional de elevado desempenho.

Este é um *software* interativo de alta performance voltado para o cálculo numérico. Ele integra análise numérica, cálculo com matrizes, processamento de sinais e construção de gráficos em ambiente de simples manuseio, onde problemas e soluções são expressos somente como eles são escritos matematicamente, ao contrário da programação tradicional.

O Matlab é um sistema interativo cujo elemento básico de informação é uma matriz que não requer dimensionamento. Esse sistema permite a resolução de muitos problemas numéricos em apenas uma fração do tempo que se gastaria para escrever um programa semelhante em outros tipos de linguagem. Além disso, as soluções dos problemas são expressas quase exatamente como elas são escritas matematicamente.

4.2.3 EIDORS

EIDORS (*Electrical Impedance and Diffuse Optical tomography Reconstruction Software*) é um *suite*¹ de *softwares* de código-fonte aberto para reconstrução de imagens, desenvolvido para tomografia de impedância elétrica, projetado para facilitar testes e novas pesquisas, e pode ser modificado e distribuído por terceiros.

O *software* ajuda nas pesquisas nesta área, pois fornece uma implementação de referência, a qual pode servir de base para novos desenvolvimentos e também como critério de comparação para testes. O fato do código-fonte ser aberto facilita a análise do algoritmo e sua implementação.

A primeira versão do EIDORS é baseada no *software* desenvolvido na tese de PhD de Vauhkonen de 2001, nela foi implementada no MATLAB um pacote de geração de malhas em duas dimensões, para solucionar o problema matemático direto e a reconstrução e exibição das imagens. Para projetos em três dimensões foi desenvolvido outro *software*, o EIDORS3D (versão 2). Na última atualização do *software* para versão 3, (atualmente na versão 3.7) a principal mudança na estrutura foi a utilização de componentes modulares, que podem ser escolhidos na hora da reconstrução da imagem, isso facilitou as pesquisas, pois o algoritmo não precisa ser modificado “linha-a-linha” conforme a necessidade e também torna o algoritmo mais flexível as várias linhas de pesquisa que abrangem a TIE, tais como a geração das malhas, a modelagem dos eletrodos e a detecção de erros nos eletrodos e na visualização.

¹ Suite em inglês significa: grupo de coisas que, juntos, formam um conjunto.

4.2.4 ORIGIN PRO

Origin Pro é um *software* gráfico para análise de dados e estatística desenvolvido pela Originlab para execução em plataforma Windows.

O programa importa dados de instrumentos de medida, processa-os estatisticamente, tais como estatística descritiva e regressão, ajusta os dados experimentais de modo a evidenciar as características do fenômeno observado (integral, filtro de ruídos, linha de base) e procura a melhor curva que representa os dados coletados. Na confecção dos gráficos permite visualização de gráficos em 3D e vários gráficos em uma única janela. Por estes motivos ele é muito usado em publicações técnicas e científicas quando diversas variáveis são analisadas simultaneamente.

4.3 HARDWARE

Neste capítulo serão apresentadas as características e configurações dos *hardwares* utilizados no sistema.

4.3.1 Corpo de provas

O corpo de provas padrão para pesquisas de TIE consiste em um recipiente preenchido com uma solução salina de KCL que torna o meio, condutivo eletricamente. A interface é feita através de eletrodos metálicos, como ilustrado na Figura 19.

Nesta pesquisa o corpo de provas consiste num recipiente de acrílico, preenchido com uma solução de cloreto de potássio (KCl) a uma concentração de 0,05%. O contato com a solução é feito através de 16 eletrodos de aço inox AISI 304, normados pela *American Iron and Steel Institute*. A base do corpo de provas é feito de PETG (*Politereftalato de etileno glicol*).

A ligação com o conversor ADC é feita através de 32 fios, pois como se trata de uma medição diferencial do potencial entre os eletrodos, hora o eletrodo é fase, hora terra da medição. Um eletrodo ocupa dois canais de medição do conversor ADC, como poder ser visto na Figura 18.

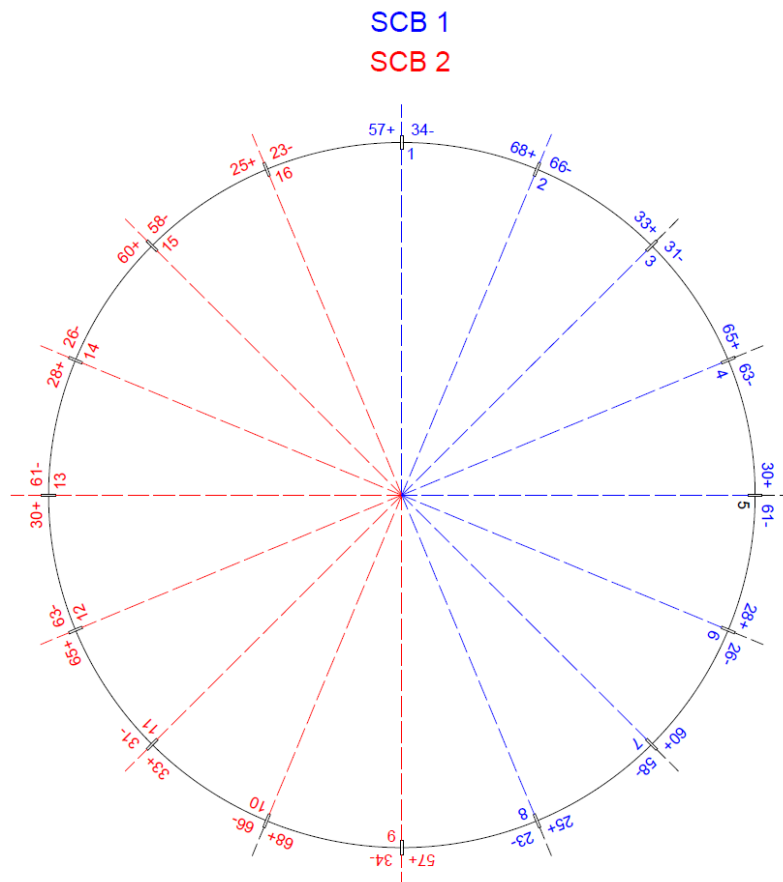


Figura 18: Esquemático das conexões do corpo de provas com o conversor ADC. O número na parte interna do círculo indica o número do eletrodo (1 à 16), já os números na parte externa indicam em qual entrada do *hardware* SCB (1 ou 2) o eletrodo está conectado.

Como o módulo de leitura é limitado a 8 entradas diferenciais, foi necessário o uso de dois módulos para chegar ao número de eletrodos do sistema. A Figura 19 mostra o corpo de provas final para uso em TIE.



Figura 19: Corpo de provas composto por tubo de acrílico com 30 cm de diâmetro, chapa de PETG fechando o fundo do tubo e 16 eletrodos de aço inox AISI 304 distribuídos equidistante em média 5,90 cm um do outro.

4.3.1.1 Características do Recipiente

O primeiro recipiente usado no projeto era feito de plástico polietileno (PE), com diâmetro de 15 cm e ao redor eram instalado 8 eletrodos de aço carbono. Durante o período de testes esta configuração não apresentou bons resultados. O recipiente sofreu deformações, por ser feito de material frágil e os eletrodos corroeram por causa da salinidade da solução.

Esta primeira tentativa serviu para identificar quais os requisitos que os materiais precisam ter, para serem usados em um sistema de TIE. O projeto final do corpo de provas foi planejado para dar propriedades antioxidantes e de resistência ao equipamento. Para isto foi escolhido o acrílico como material do recipiente e o aço inox para os eletrodos.

O acrílico ou polimetil-metacrilato (PMMA) é um material termoplástico rígido e transparente. Também pode ser considerado um dos polímeros (plásticos) mais modernos e com maior qualidade existente, tanto pela facilidade de adquirir formas, quanto pela sua leveza e alta resistência. É permeável a radiação UV, no entanto oferece vantagens frente a outros materiais

transparentes, como rigidez e durabilidade . Sua durabilidade é de 10 anos sob condições climáticas rigorosas, sem sofrer deterioração ou amarelamento. Pode suportar até dez vezes mais força que um vidro de mesma espessura, com a vantagem de não estilhaçar se rompido.

Este material tem extraordinária resistência a impactos e não estilhaça. Sua condutividade é 3,77 vezes menor que a do vidro.

Por ser considerado um material de fácil utilização, e com uma vasta aplicabilidade, o acrílico se faz presente em diversas áreas, como por exemplo: Comunicação visual, construção civil, indústria metal-mecânica, setor calçadista, setor automobilístico, arquitetura e decoração. Por esta versatilidade o acrílico pode ser considerado a melhor opção quando se busca um material de alta resistência e durabilidade.

O acrílico tem ótima resistência à ácidos minerais e orgânicos, soluções alcalinas diluídas e concentradas, soluções de sais inorgânicos, hidrocarbonetos alifáticos, gorduras, óleos e a maioria dos gases comuns. Indicado para utilização em temperaturas de até 85°C em uso contínuo. Estas características tornam o acrílico uma ótima opção para o recipiente.

Outro material que pode ser empregado na confecção do recipiente é o PETG, um tipo de plástico muito versátil e aplicável em vários projetos. Sua transparência se equivale ao policarbonato, porém seu custo é inferior, e a sua resistência a impactos é maior que a do acrílico.

As placas de PETG podem ser cortadas, jateadas, torneadas, serradas, coladas, perfuradas, rebitadas, termoformadas, usinadas e dobradas a frio sem esbranquiçar, rachar ou ficar irregular.

As chapas de PETG, quando coextrusadas com UV, oferecem resistência aos raios ultravioleta proporcionando resistência às intempéries por mais tempo, sendo ideais para projetos de utilização externa, em substituição ao vidro.

4.3.1.2 Características dos Objetos de Prova

Nos testes com o corpo de provas foram introduzidos objetos para alterar a homogeneidade do meio. Dois objetos diferentes foram usados, o latão e o isopor.

O latão é uma liga metálica de cobre e zinco com percentagens deste último entre 5% e 45%, dependendo do tipo de latão. Outros metais podem ser adicionados, e variando a quantidade e a proporção destes metais, altera-se as propriedades da liga. Ocasionalmente se adicionam pequenas quantidades de alumínio, estanho, chumbo e arsênio para potencializar algumas das características dessa ligação, dependendo de como e onde a liga será utilizada. É bastante maleável (mais que o cobre ou o zinco separadamente), dúctil, resistente a impactos e um bom condutor de energia térmica e energia elétrica.

O poliestireno expandido (EPS), mais conhecido no Brasil pelos nomes comerciais isopor (que é uma marca registrada da Knauf Isopor Ltda.) é um plástico celular e rígido com variedade de formas e aplicações, e que apresenta-se como uma espuma moldada constituída por um aglomerado de grânulos. O isopor apresenta baixa condutividade elétrica, podendo ser considerado um isolante elétrico.

4.3.1.3 Características dos Eletrodos

Os eletrodos são feitos de materiais condutores e não corrosivos. Os eletrodos deste projeto são de aço inox AISI 304 por ser um aço inoxidável é do tipo austenítico e os teores médios de cromo e níquel são de 18% e 8% respectivamente, para este tipo de aço. Não são endurecíveis por têmpera (transformações martensílicas), porém são endurecíveis por trabalho a frio. Possuem alta resistência à corrosão e boa resistência ao calor, mas requer atenção no que diz respeito ao aquecimento em temperatura e tempos excessivos devido ao não-resfriamento de grão por tratamento. No caso do AISI 304, quando são aquecidos acima de 600°C tendem a ocorrer corrosão no contorno de grão (corrosão intergranular). Para estas aplicações sugerem-se os aços com baixos teores de carbono (AISI 304 L / AISI 316L).

A Tabela 1 apresenta algumas propriedades de metais e seu uso na construção de eletrodos.

Tabela 1: Materiais mais usados para eletrodos condutores e suas propriedades gerais.

Fonte: Extraído e adaptado de COSTA; BUTTON, 2009

Metal	Propriedades	Utilização
Prata - Cloreto de Prata	Estabilidade para Corrente Contínua (CC), baixa polarização para CC, não é biocompatível	Superfície da pele, Eletrocardiograma (ECG), EMG
Platina	Não corrosivo, biocompatível, polarizável	Agulhas, implantes
Titânio	Altamente biocompatível	Implantes
Aço Inoxidável	Mecanicamente forte, não corrosivo, altamente polarizável e ruidoso em CC, <i>alloy</i> dependente	Eletroencefalograma (EEG)
Chumbo, estanho	Pouco ruidoso, macio e moldável	EEG
Níquel	Placas finas e flexíveis, reações alérgicas na pele	Superfície da Pele
Prata, zinco, ferro, alumínio	Propriedades farmacêuticas ou bactericidas	Terapia CC e iontoforese
Carbono	Translúcido ao raio-X, moldável e flexível	Superfície da pele ECG, EMG
Polímeros	Encontrado em versão iônica ou mista, casos particulares para contato iônico. Pode fazer parte de um contato eletrolítico	Superfície da pele

4.3.1.4 Protocolos de Excitação

Existem alguns protocolos de aplicação da corrente na TIE, os dois mais usuais são o diametral e o adjacente, como ilustrado na Figura 20.

Nos esquemas da figura abaixo “I” indica a corrente aplicada e o símbolo de terra é o referencial 0V do sistema. No protocolo adjacente o eletrodo de aplicação e o de terra ficam um ao lado do outro, já no protocolo diametral os dois eletrodos ficam opostos um do outro.

Uma forma de se obter resultados mais precisos é fazer uma varredura completa de leitura dos dados, com as duas formas de aplicação. Assim o sistema terá mais informações sobre o domínio.

No presente trabalho foi usado o protocolo adjacente.

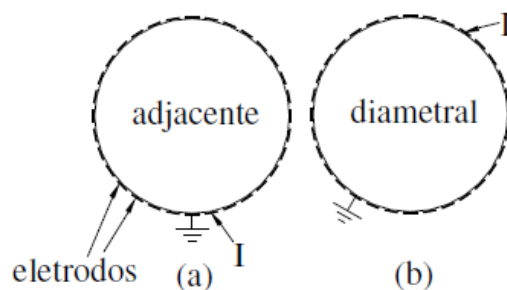


Figura 20: Protocolos de excitação, a esquerda o adjacente com os eletrodos de aplicação e terra um ao lado do outro e na figura da direita o protocolo diametral, onde o eletrodo de aplicação e o eletrodo terra ficam a uma distância igual ao diâmetro do recipiente.

4.3.1.5 Modelagem dos Eletrodos

Na TIE as correntes são aplicadas pelos eletrodos em contato com a superfície do corpo de provas e são coletados dados de diferença de potencial resultantes desta excitação utilizando-se dos mesmos ou de outros eletrodos. A distribuição da corrente no interior do corpo é estimada baseando-se nos dados de corrente e voltagem. Quando as voltagens são medidas nos eletrodos que transportam a corrente, a impedância de contato que existe na interface eletrodo-superfície causa uma queda de voltagem. Em determinadas situações este valor é conhecido, mas na maioria dos casos é necessário obter o valor da impedância de contato para realizar a reconstrução da imagem.

4.3.2 Gerador de Sinais

O projeto conta com um gerador de funções, Figura 21, responsável pela excitação do sistema. O aparelho vem com um circuito integrado MAX II EPM240, com arquitetura lógica programável complexa (CPLD), este é um dispositivo lógico programável com complexidade entre uma estrutura PALs e uma FPGAs, com características arquitetônicas de ambas. Possui 240 *logic elements (LEs)* e memória *flash* de 8Kbits.

Este gerador mantém fixo a amplitude da voltagem de aplicação, mas pode variar a corrente elétrica.

Configurações do aparelho:

- Faixa de frequência: 0.01 Hz a 5 MHz
- Amplitude de saída: $\geq 10 \text{ V}_{p-p}$ (sinal de saída, sem carga)
- Impedância de saída: $50 \Omega \pm 10\%$
- DC offset: $\pm 2.5 \text{ V}$ (sem carga)
- Distorção de onda senoidal: $\leq 0,8\%$ (frequência de referência 1 kHz)
- Formas de onda de saída: onda senoidal, onda quadrada e onda triangular



Figura 21: Gerador de funções, equipado com processador MAX II EPM240

4.3.3 Conversor Tensão-Corrente

Na tentativa de melhorar os resultados, foi construído o circuito da Figura 22, entretanto não se obteve os resultados esperados.

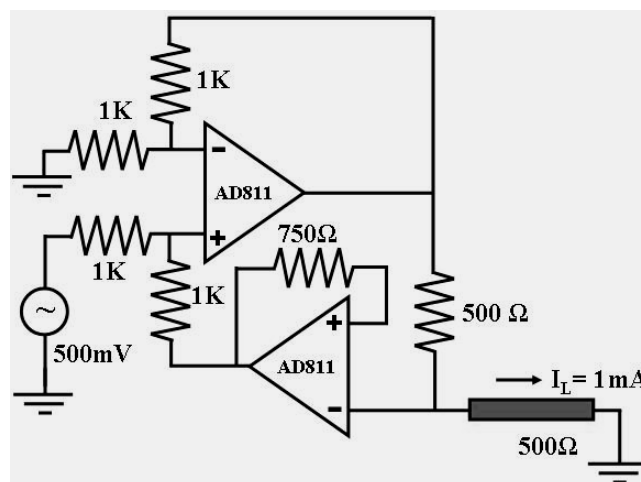


Figura 22: Fonte de corrente constante do tipo Howland modificada.

Fonte: BERA *et al*, 2009

Neste circuito a saída de um amplificador operacional AD811 vai na entrada (-) do outro amplificador AD811 e deste sai uma conexão com a entrada (+) do amplificador anterior.

A corrente produzida no corpo de provas por este circuito foi de 0,4 mA, sendo que o esperado era 1 mA.

4.3.4 Conversor Analógico-Digital

Na primeira concepção do projeto a coleta dos dados era feita por um módulo USB com entradas e saídas digitais flexíveis, saída PWM, frequencímetro/contador de pulsos e entradas analógicas. O aparelho conta com 10 (dez) portas IOs e 2 (duas) GND e é alimentado pela própria entrada USB com 5 volts. Para os testes preliminares este equipamento foi útil, mas não possui a robustez necessária para um sistema de TIE.

Para o projeto final foi usado o ADC NI PXIe-6363, um equipamento da National Instruments equipado com 32 entrada analógicas, com resolução de 16 bits, taxa de amostragem de 2,0 MS/s, na configuração *single channel*, e 1,0 MS/s em *multichannel*. A faixa de tensão de entrada vai de $\pm 0,1$ V até ± 10 V. O instrumento possui característica importante para o sistema, ele tem alta impedância de entrada, na casa dos 10 G Ω .

O controle e tratamento dos dados é feito pelo PC NI PXIe-8135. O equipamento é equipado com um processador Quad-Core Intel Core i7 3610 QE de 2.3 GHz, 4 GB de memória RAM DDR3 1600 MHz e capacidade de armazenamento em disco rígido de 250 GB.

A ligação entre o ADC e o PC é feito através de dois equipamentos SCB-68 (A e B), que são blocos de conectores I/O blindados, com 68 terminais. Este equipamento facilita a obtenção dos sinais analógicos.



Figura 23: SCB-68A e SCB-68B são placas de aquisição de dados de uso geral com entradas I/O analógicas e digitais, além de funções exclusivas.



Figura 24: Módulo ADC NI PXIe-6363 (slot onde estão sendo conectados os dois cabos pretos), conectado ao PC NI PXIe-8135.

4.3.4.1 Cálculo da taxa de amostragem

Como descrito, o Teorema de Nyquist determina que um sinal amostrado a uma taxa F_s (taxa de amostragem ou frequência de amostragem), não deve conter componentes de frequência maior ou igual a $F_s/2$ (frequência de Nyquist).

- Configurações do sistema de aquisição:

1 MHz para configuração multicanais.

$$\frac{1000000 \text{ Hz}}{16 \text{ canais}} = 62500 \text{ Hz por canal}$$

$$F_s = 62500 \text{ Hz}$$

- Configuração do gerador de sinais:

Faixa de frequência: 0.01 Hz à 5 MHz

Portanto a frequência de Nyquist pode ser determinada.

$$\frac{F_s}{2} = \frac{62500}{2} = 31250 \text{ Hz}$$

Ou seja, considerando que um canal faz no máximo 62500 leituras por segundo, o gerador de sinais deve emitir uma frequência de no máximo 30 KHz, para satisfazer o Teorema de Nyquist.

Na prática, foram conseguidos resultados satisfatórios com frequências inferiores a 5 kHz. Nos testes foi usado uma frequência de sinal igual a 5 kHz, 6 vezes menor que a frequência de Nyquist, o que era esperado, no caso de não utilização de filtro anti-aliasing.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo os resultados finais obtidos da pesquisa são apresentados e discutidos.

5.1 SOFTWARE

Neste tópico mostra-se as soluções criadas para o *software* do sistema. O *software* responsável pela coleta e tratamento dos dados consiste nos instrumentos virtuais criados no Labview. Nesta etapa os dados experimentais são coletados e armazenados em planilhas. Depois são armazenados os dados da simulação no EIDORS através do Matlab. E por fim os dados experimentais e simulados são organizados e tratados de forma a deixá-los prontos para visualização no Origin Pro.

5.1.1 Labview

A programação criada no Labview funciona através de blocos de funções já existentes. Os blocos criados na programação são mostrados na Figura 25.

O *software* consiste em um instrumento virtual de aquisição de dados. A partir dos dados obtidos pelo ADC NI PXIe-6363, o *software* trata e armazena estas informações em tabelas.

O primeiro conjunto de blocos possibilita o ajuste dos canais físicos de leitura. As configurações incluem:

1. Escolha dos canais do SCB-68 que serão usados;
2. Limitar a amplitude de voltagem medida;
3. Configurar o modo de leitura da d.d.p (neste caso diferencial).

O segundo conjunto de blocos permite ao usuário configurar:

1. A fonte de *clock*;
2. A taxa de amostragem;
3. Número de amostras (*samples*);

O terceiro conjunto de blocos está relacionado com a forma de armazenamento dos dados:

1. Pode-se optar por apenas mostrar as informações, ou armazená-las;
2. Escolhe-se o local de gravação dos dados.

O quarto conjunto de blocos é a configuração do *trigger*.

O último conjunto de blocos reúne os blocos do instrumento virtual. São estes que fazem a lógica e mostram os dados em formas de onda para o usuário. O gráfico relaciona a amplitude da voltagem (V) com o tempo (s).

O produto desta etapa é um conjunto de 16 tabelas com os dados coletados do corpo de provas, um exemplo destas esta na Tabela 2. Cada tabela é referente a um par de eletrodos de aplicação, que fornece 16 colunas, referentes aos pares de eletrodos lidos e 200 linhas, que são as amostras (*samples*).

PXI1Slot2/ai0	PXI1Slot2/ai1	PXI1Slot2/ai2	PXI1Slot2/ai3	PXI1Slot2/ai4	PXI1Slot2/ai5	PXI1Slot2/ai6	PXI1Slot2/ai7
-3,029016126	1,084847181	0,113615678	0,072564127	0,065802694	0,00607671	0,013804061	0,02120944
-1,227403069	0,398722709	0,011228278	0,023624237	0,036664142	-0,014207587	-0,002294587	0,007525588
0,953804127	-0,407497663	-0,096954644	-0,024027763	0,008491507	-0,03561879	-0,019198168	-0,006641222
2,822058006	-1,136445469	-0,187590048	-0,063308467	-0,014690547	-0,051395466	-0,032238074	-0,018071263
4,054101637	-1,587048129	-0,235403045	-0,080855995	-0,025315655	-0,058317885	-0,037872601	-0,022739871
4,243585967	-1,613932988	-0,228802597	-0,077958238	-0,021612965	-0,055098155	-0,035940763	-0,02096902
3,487904315	-1,269420661	-0,170847451	-0,048980669	-0,003904452	-0,040770358	-0,024832695	-0,011953776
1,82747888	-0,616458272	-0,076348373	-0,003904452	0,023302264	-0,021290992	-0,00857306	0,002052048
-0,275166718	0,189601291	0,032478493	0,045196425	0,053728709	0,000442183	0,008652494	0,015896886

Tabela 2: Exemplo da tabela com os dados coletados pelo IV do labview.

5.1.2 ORIGIN PRO

Os dados armazenados nas tabelas são então tratados da seguinte forma: foi criada uma planilha que contém os dados da coleta de 200 amostras de cada canal no estado desligado (*stand by off*). Pois mesmo com os canais calibrados, existem interferências no sinal. Então uma média deste ruído é feita.

Então outra planilha é criada para se obter os dados finais. Esta consiste na união dos dados armazenados do Labview e dos ruídos. Uma média entre as 200 amostras de cada planilha do Labview é feita e desta é descontado os valores médios dos ruídos. Obtém-se assim a amplitude calculada da d.d.p. em cada um dos 16 pares de eletrodo.

A etapa final do tratamento dos dados consiste em retirar 3 colunas da amplitude calculada, que referem-se aos eletrodos de aplicação e aos adjacentes a eles.

Tendo estes 208 dados finais (13x16), a próxima etapa é a construção dos gráficos com o *software* Origin Pro para comparação dos resultados experimentais com os resultados simulados.

Os dados obtidos experimentalmente são comparados com os dados simulados no EIDORS e um gráfico mostrando 26 pontos é criado com esta comparação, como será mostrado a seguir no tópico 5.3.3.

5.1.3 EIDORS

Para testes preliminares do sistema EIDORS, foi feita uma configuração de 19 eletrodos com estimulação adjacente. Na Figura 26 são mostrados os resultados dos potenciais para a estimulação nos pares de eletrodos 1-2 e 7-8 em um corpo homogêneo. Os resultados mostrados no gráfico são oriundos dos valores de potenciais obtidas pelo MEF. Esses valores são utilizados posteriormente para a comparação com os dados experimentais.

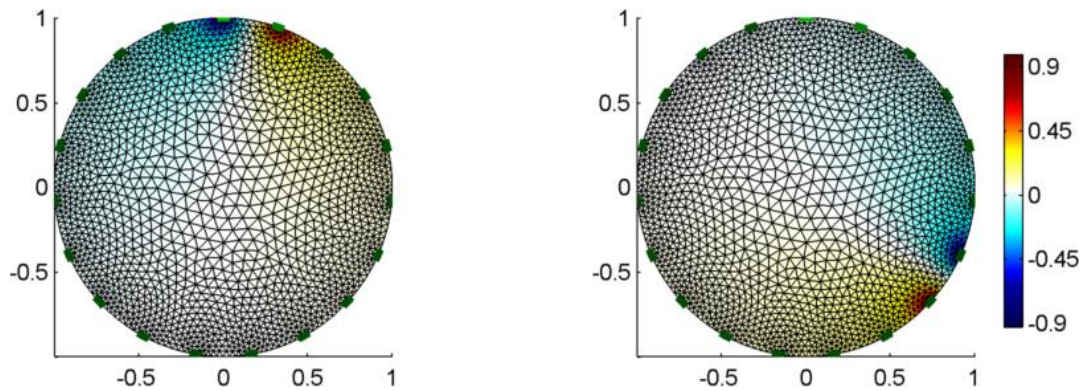


Figura 26: Gráfico mostrando os padrões de voltagem para estimulação nos pares de eletrodos 1-2 e 7-8, onde estão as manchas mais azuis (menor potencial) e vermelho (maior potencial)

Na comparação com os dados experimentais, foi utilizada uma configuração de 16 eletrodos, conforme mostrado no tópico 5.3.3.

O gráfico da Figura 27 mostra como a corrente elétrica, em uma configuração adjacente, obtida pelo EIDORS, fluem no interior do corpo de provas. As correntes saem do eletrodo de maior potencial e percorrem um caminho dentro do corpo de provas até o eletrodo de menor potencial.

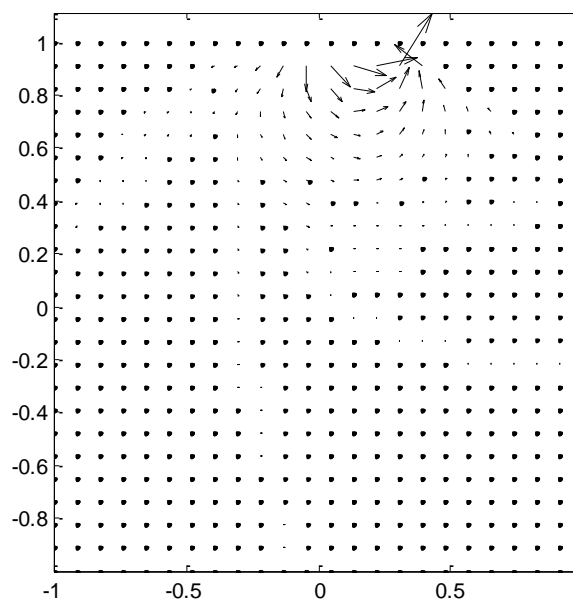


Figura 27: Gráfico mostrando o padrão de estimulação do fluxo da corrente elétrica dentro do corpo de provas, a partir dos eletrodos 1-2.

5.2 HARDWARE

Neste tópico são mostrados os resultados obtidos experimentalmente com o *hardware* do sistema.

5.2.1 Corpo de provas

Após a montagem do corpo de provas, verificou-se a ausência de vazamentos. A parte cilíndrica, feita de acrílico (polimetil-metacrilato) foi soldada à base feita de PETG (Politereftalato de etileno glicol) usando clorofórmio. O procedimento de soldagem apresentou resultado bastante satisfatório quanto à vedação e aparência. Os eletrodos, feitos de aço inox AISI 304, recozido, não apresentaram qualquer tipo de oxidação, mesmo após mais de 4 meses em contato com a solução de Cloreto de Potássio (KCl) utilizada na preparação da solução.

O corpo de provas apresentou uma resistência elétrica entre eletrodos separados diametralmente de cerca de 12 M Ω . Entre eletrodos adjacentes, a resistência foi de cerca de 5 M Ω . A impedância não pode ser medida por não haver a disponibilidade de um condutivímetro.

5.2.2 Gerador de ondas senoidais

A frequência de trabalho escolhida para os testes preliminares com o gerador de ondas senoidais foi de 50 kHz. Essa frequência está dentro da faixa de frequências indicadas na bibliografia como sendo um valor adequado para a Tomografia por Impedância Elétrica.

Sem amplificação, a saída do gerador de ondas senoidais apresentou uma amplitude de 50 mV.

Na posição de amplificação máxima, a saída do gerador apresentou uma amplitude de 5 V. Em todos os níveis de tensão testados, a frequência nominal de 50 kHz ficou constante quando medida com um osciloscópio. Ao testar a capacidade do gerador de ondas senoidais em fornecer corrente elétrica, foram feitas medidas utilizando dois resistores em série com o gerador.

Medidas preliminares feitas com um resistor de 1 M Ω para simular a resistência encontrada entre eletrodos adjacentes no corpo de provas mostraram que esse valor de resistência atenua muito a corrente degenerando a forma de onda.

A corrente estimada medindo-se a queda de tensão no resistor de 1 M Ω foi de 6 μ A, indicando que o gerador de ondas senoidais não é capaz de fornecer uma corrente adequada, que segundo a bibliografia, deve ser de pelo menos 1 mA. Além de ter um valor apreciável, a corrente deve se manter constante, independentemente da carga.

Para verificar a variação da corrente com a carga, foram feitas medidas com outro resistor de 3,3 k Ω e verificou-se um corrente de 95 μ A. Ao serem feitas medidas diretamente no corpo de provas, entre eletrodos adjacentes, verificou-se uma corrente de 1,75 μ A.

Esses resultados indicam a necessidade de utilização de um conversor de corrente em tensão para fornecer uma corrente adequada de pelo menos 1 mA. Além disso o conversor de corrente em tensão deve variar a tensão para manter a corrente constante dentro do corpo de provas.

5.2.3 Conversor tensão-corrente e conversor de impedância negativa

O conversor de corrente em tensão construído apresentou uma corrente de aproximadamente 400 μ A, sendo considerado inadequado para a aplicação proposta, fazendo com que os dados coletados divergissem um pouco da simulação dos potenciais conforme será mostrado adiante. Esse dispositivo é o mais crítico do sistema e requer mais estudos na continuidade da pesquisa. O conversor de impedância negativa faz parte da saída do conversor de tensão em corrente e não foi construído, pois ele deve ser projetado juntamente com o conversor.

5.2.4 Conversor análogo digital

Foram efetuadas aquisições utilizando o sistemas de aquisição de sinais analógicos NI PXIe-6363 e os resultados foram comparados com os resultados

medidos no osciloscópio. Deve-se ressaltar que a aquisição foi feita em modo diferencial pois é este o padrão de configuração usado na TIE.

A amplitude do sinal adquirido foi de 5 V na máxima amplificação do gerador de ondas senoidais demonstrando estar o sistema de aquisição calibrado, conforme pode ser visto na Figura 28. A frequência também está correta, pois o período pico a pico é de 0,0002s, correspondente a um frequência de 50 kHz.

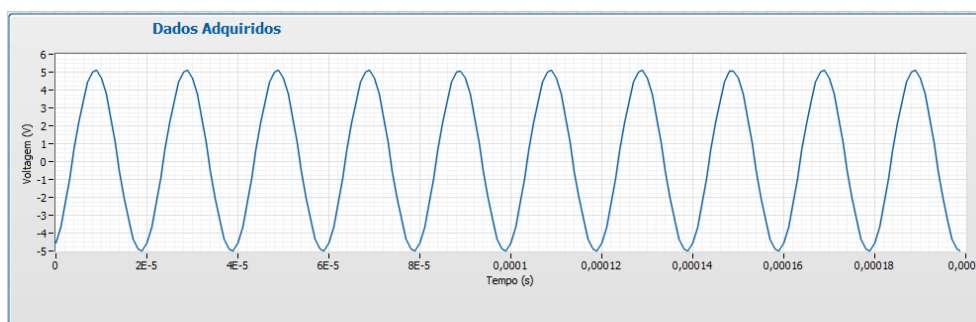


Figura 28 – Gráfico mostrando a aquisição de um sinal de 50 kHz utilizando o sistema de aquisição PXIe-6363 da National Instruments.

Para obter esses dados, o instrumento de aquisição foi ajustado para uma taxa de amostragem de 10^6 amostras/s, resultando em 10 comprimentos de onda para um tempo de aquisição de 0,0002 s. O gráfico mostra que a frequência foi de 50 kHz, conforme esperado. Para esse teste preliminar foram adquiridas 200 amostras. Conforme pode ser verificado através do gráfico, com essa configuração foram adquiridos 10 comprimentos de onda, quantidade suficiente para estimar o valor da amplitude.

O sistema de aquisição se mostrou robusto na aquisição monocanal, entretanto, em aquisições multicanal, o sistema está limitado a uma taxa de 1×10^6 amostras/s a ser compartilhada por todos os canais.

Essa limitação forçou a mudança da frequência do sinal de corrente a ser injetado, pois ao se tentar fazer a aquisição simultânea dos 16 canais, de um sinal de 50 kHz, utilizando a taxa de aquisição de 62.500 amostras/s para cada canal ($16 \times 62.500 = 1 \times 10^6$ amostras/s) deparou-se com o efeito de aliasing, como é mostrado na Figura 29.

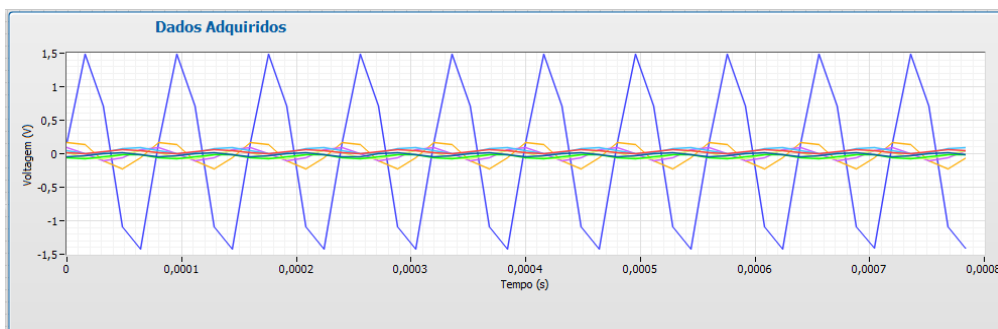


Figura 29 – Gráfico mostrando o efeito de aliasing ao se tentar adquirir um sinal de 50 kHz com uma taxa de amostragem de 62.500 amostras/s

Conforme pode-se verificar no gráfico da Figura 29, o sinal adquirido foi degradado, pois a amplitude do sinal medida no osciloscópio foi de 5 V e a indicada no gráfico fica na faixa de 1.5 V, além disso, ao se calcular a frequência do sinal, que é de 50 kHz, chega-se a um valor errado de 12,5 kHz. Isso indica não se tratar da onda verdadeira do sinal, mas sim uma outra forma de onda causada pelo aliasing.

Usando o resultado do teorema da amostragem, ajustou-se a frequência do sinal de corrente para 30 kHz, considerando que o sinal a ser amostrado deve ter no máximo a metade da frequência de aquisição. Verificou-se que a informação de frequência (30 kHz) foi recuperada, mas a informação de amplitude foi degradada, conforme pode ser visto na Figura 30.

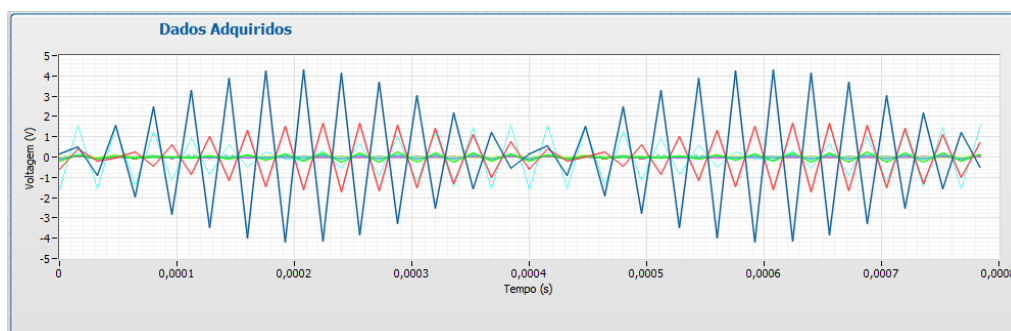


Figura 30 – Gráfico com 30 KHz de aplicação. O sinal senoidal é mostrado em formato triangular erroneamente

A solução encontrada foi diminuir a frequência do sinal de corrente para um valor onde a amplitude medida não seja degradada.

Para uma frequência de aplicação de 1KHz o sinal é recuperado perfeitamente, tanto na frequência como na amplitude, quando conferido com o osciloscópio, como mostra a Figura 31.

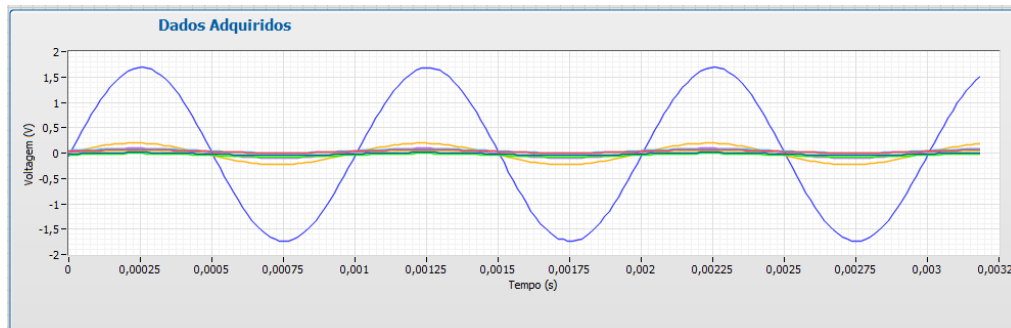


Figura 31: Gráfico do sinal com 1KHz de aplicação. Tanto informações de frequência quanto de tensão são recuperadas perfeitamente.

Na tentativa de trabalhar com uma frequência um pouco mais elevada, foram feitos testes utilizando 5kHz e os resultados obtidos são mostrados no gráfico da Figura 32. Esses resultados são satisfatórios.

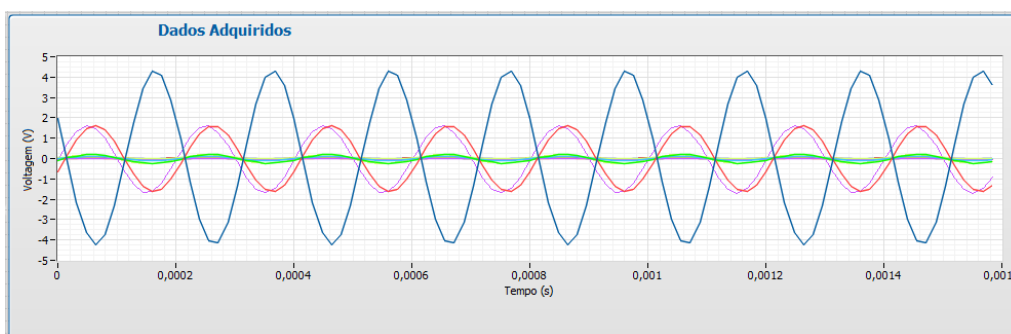


Figura 32 – Gráfico com frequência de 5 kHz. As informações de aplicação são recuperadas de maneira satisfatória

Quando foram feitos testes com uma frequência de 10 kHz percebeu-se que o sinal obtido começou a ter degradação da amplitude do sinal, mas a frequência é recuperada e mantida em 10KHz, como é mostrado na Figura 33.

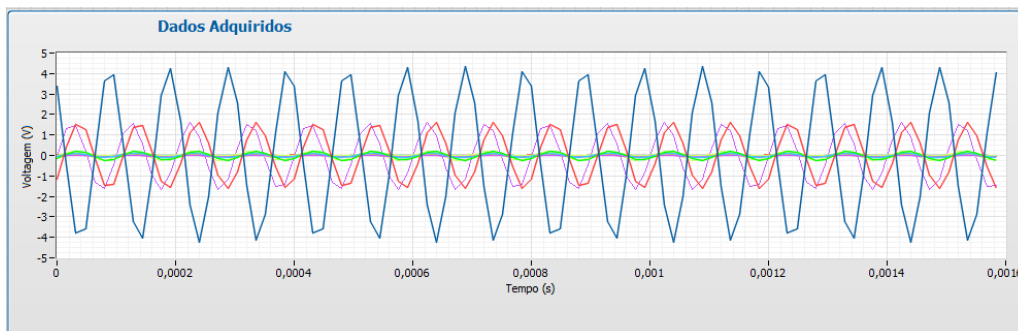


Figura 33: Gráfico com frequência de 10KHz. Degradação do sinal

Após esses testes, optou-se por trabalhar com a frequência de 5 kHz, pois é a máxima frequência que pode ser aplicada sem que haja perda no sinal recuperado. Nessa configuração o sistema está no limite para aquisição de 16 canais simultaneamente. Houve uma pequena deformação no sinal, mas isso pode ser minimizado através do cálculo das médias entre os picos e os vales. Assim são tomados em média 12,5 pontos por período (frequência de amostragem/frequência da onda), o que é considerado um número razoável. Isso é ilustrado na Figura 34.

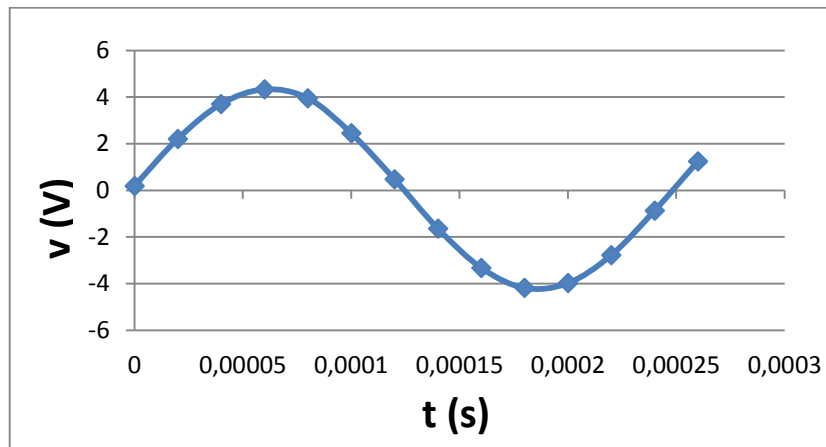


Figura 34 – Gráfico mostrando a digitalização de um comprimento de onda. A quantidade de pontos lidos se mostrou adequada

O teste foi importante para ajustar os parâmetros de aquisição e evitar problemas de amostragem como o *aliasing*.

A taxa de amostragem adotada foi de 62500 amostras/s e o número de amostras foi de 200 amostras. Essa configuração foi adotada para amostrar aproximadamente 16 comprimentos de onda, valor considerado suficiente para extrair o valor da amplitude do sinal através da média de seus picos e vales.

A Figura 35 mostra a configuração final que foi utilizada na coleta dos dados experimentais. Este é o painel do IV criado no Labview.

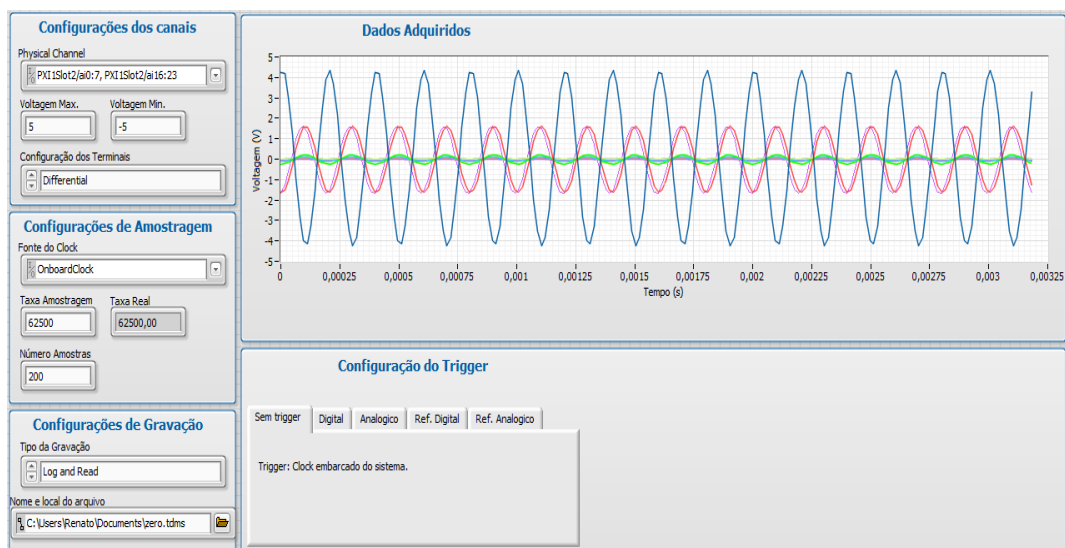


Figura 35 – Configuração adotada para coletar os dados experimentais do corpo de provas.

5.3 SIMULAÇÃO E RESULTADOS FINAIS

Neste tópico serão mostrados os resultados finais, com a comparação dos dados obtidos por simulação no EIDORS e os dados experimentais.

5.3.1 Normalização dos dados

Como a corrente gerada pela fonte de excitação é muito baixa, fica inviável fazer comparações absolutas entre os dados experimentais e a simulação, como mostra a Figura 36.

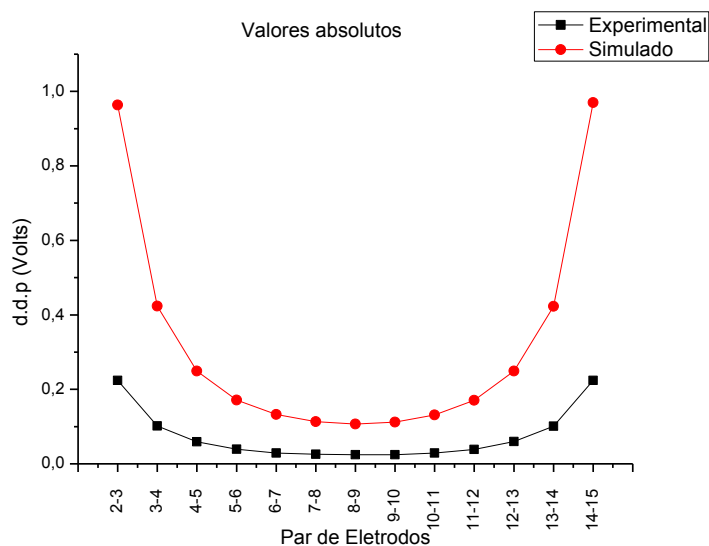


Figura 36: Gráfico não normalizado dos dados experimentais e simulados. Pode-se observar que os dados simulados estão numa escala maior que a dos dados experimentais, isto dificulta a comparação dos dados.

A solução é normalizar as informações, dividindo os dados pelo seu maior valor absoluto, para se ter uma base de comparação igual entre os dados simulados e experimentais.

5.3.2 Coleta dos dados

A amplitude da diferença de potencial entre os eletrodos são os dados que serão comparados. As formas de onda destes dados, obtidas pelos experimentos são mostradas na Figura 37.

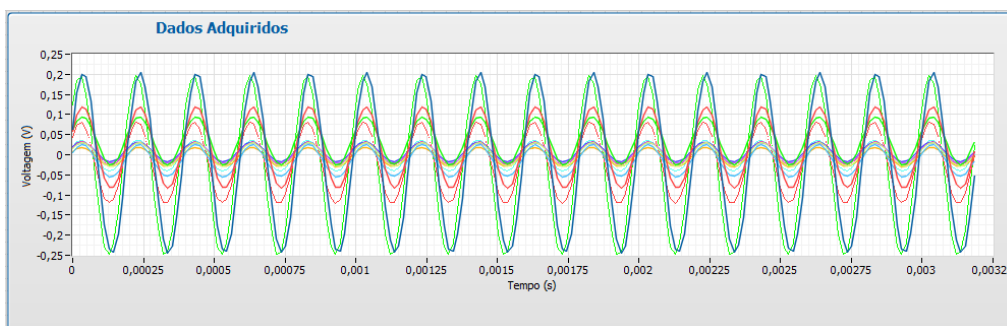


Figura 37: Formas de onda mostrando a diferença de potencial entre os eletrodos

Na Figura 38 nota-se que dois sinais, nas cores azul e verde, destacam-se dos demais pela amplitude. Estes são os dois eletrodos do corpo de provas

usados para aplicação das funções senoidais. Mais detalhes dos sinais na figura abaixo.

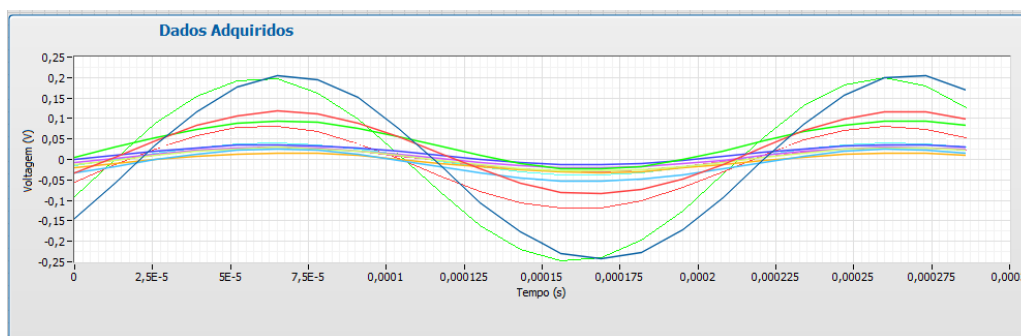


Figura 38: Ampliação de 1.5 comprimento de onda

5.3.3 Comparação dos dados simulados e experimentais

As bibliografias sobre TIE mostram que o gráfico padrão da amplitude da d.d.p entre os eletrodos é como o mostrado na Figura 39 para um corpo de provas homogêneo.

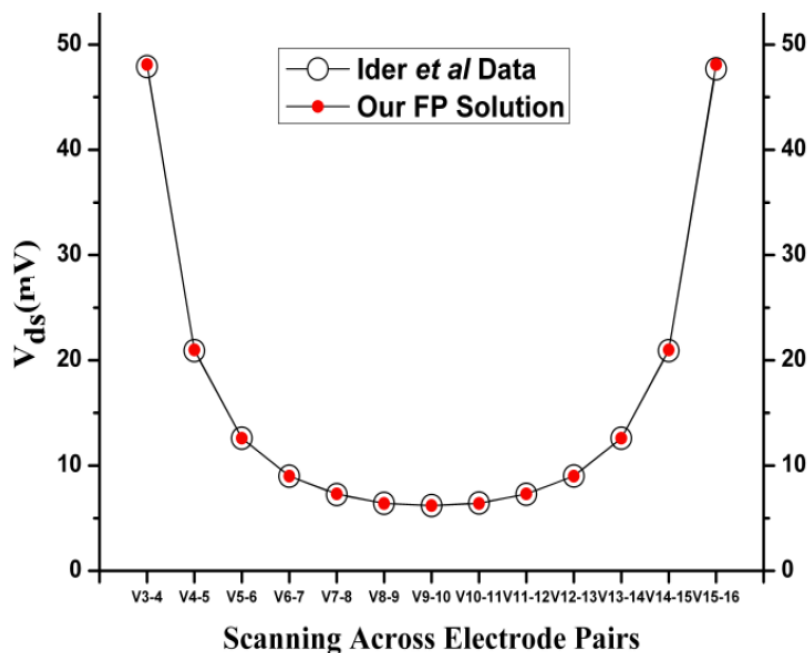


Figura 39: Gráfico comparando medidas feitas por 2 autores diferentes em artigo científico sobre TIE. Nele é mostrado o potencial elétrico entre cada par de eletrodo (d.d.p X n° do par de eletrodos)

Fonte: BERA et al, 2009

Então se procurou reproduzir tais resultados, com intuito de validar o sistema construído. Para isso foi feita a comparação dos dados experimentais coletados e os simulados no EIDORS, com o corpo de provas homogêneo.

A Figura 40 mostra como o corpo de provas que foi discretizado no EIDORS, utilizando uma malha triangular, isto é, todo o domínio da figura circular foi dividido em um número finito de triângulos, de forma a tornar possível calcular o potencial em cada nó dessa malha.

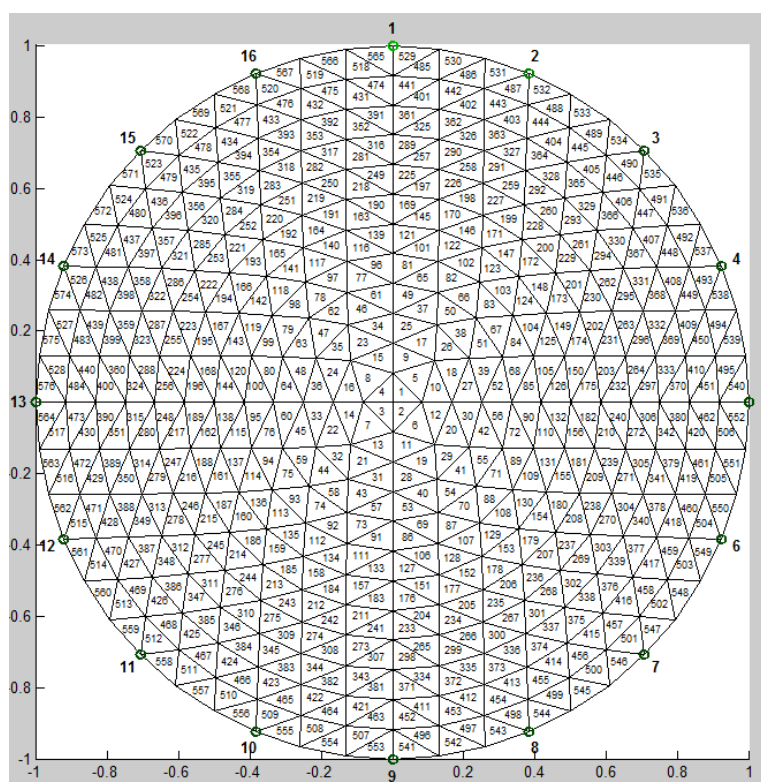


Figura 40: Corpo de provas homogêneo simulado no EIDORS. Os números 1 a 16 indicam a posição dos eletrodos. Os números -1 a 1 na horizontal e vertical indicam a d.d.p em cada ponto da malha triangular. Os números dentro dos triângulos indicam o número deste na malha. As d.d.p são calculadas nos nós da malha, ou seja na união entre os triângulos.

A Figura 41 mostra o corpo de provas construído com 16 eletrodos distribuídos de forma equidistante em um cilindro de 30cm de diâmetro preenchido com uma solução de KCl para tornar o meio condutivo, utilizado para coletar os dados experimentais da pesquisa.



Figura 41: Corpo de provas homogêneo

Os gráficos da Figura 42 e Figura 43 mostram a comparação dos resultados experimentais com os resultados simulados utilizando o EIDORS.

Esses gráficos consistem em 26 pontos referentes a amplitude da d.d.p entre os eletrodos na configuração diferencial, com aplicação de corrente entre os eletrodos 1-2, 2-3, 3-4, e assim consecutivamente, do corpo de provas.

As leituras entre os eletrodos de aplicação e os adjacentes são excluídas, pois estas não trazem informações do interior do corpo de provas.

Este método de coleta é indicado nas bibliografias a respeito da TIE, e foi confirmado nos estudos desta pesquisa como adequado.

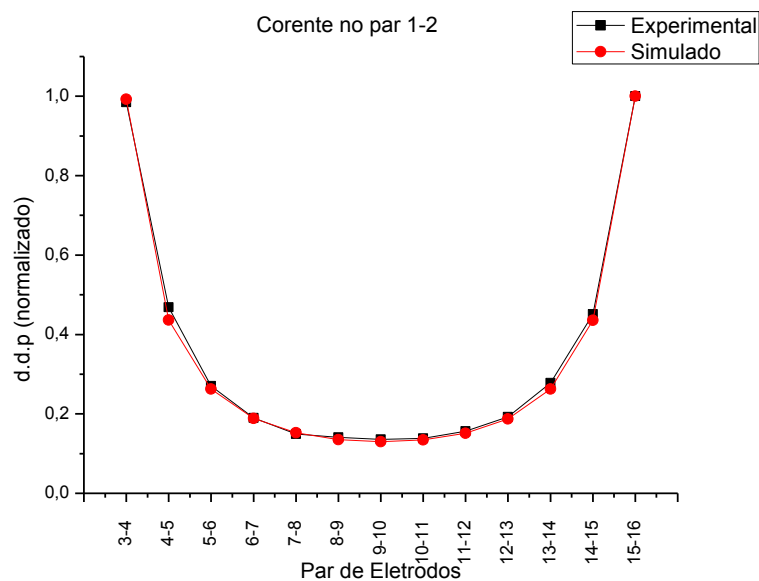


Figura 42: Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 1-2

Os resultados obtidos no gráfico da Figura 42 mostram um bom ajuste entre os dados experimentais e simulados, evidenciando a funcionalidade do sistema construído. Nesta coleta o sinal é aplicado nos eletrodos 1 e 2 e o maior potencial está nos pares de eletrodos 3-4 e 15-16 e o menor no par 9-10.

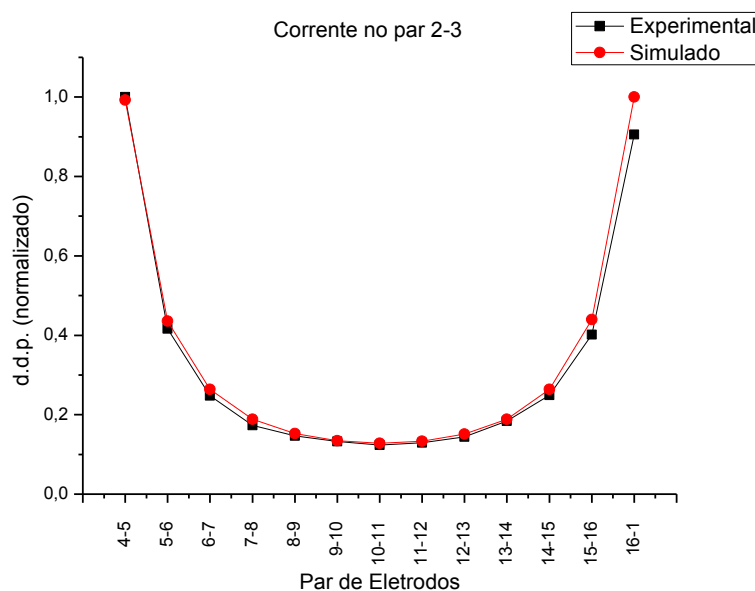


Figura 43: Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 2-3

Nos testes experimentais foi feita uma varredura completa de leitura no eletrodos em todas as situações possíveis de aplicação do sinal. Na Figura 43 o sinal é aplicado nos eletrodos 2 e 3 e os resultados experimentais também são compatíveis com os dados da simulação. O maior potencial está nos pares de eletrodos 4-5 e 16-1 e o menor no par 10-11. O restante dos gráficos com as comparações são encontrados no Apêndice A.

Como pode ser visto os dados obtidos experimentalmente com o sistema construído, são condizentes com os obtidos na simulação, pois quando normalizado, as informações de d.d.p são muito parecidas em cada par de eletrodos.

Mais testes foram realizados, agora com um objeto condutor colocado próximo aos eletrodos, para se verificar qual a reação do sistema.

Para tornar a exibição dos dados menos repetitivas, tomou-se o par de eletrodos 1-2 como padrão para aplicação da corrente nos testes com corpo de provas não homogêneo.

A Figura 44 mostra como o EIDORS discretiza o domínio em estudo, com uma malha triangular. A mancha em azul simula um objeto introduzido dentro do domínio.

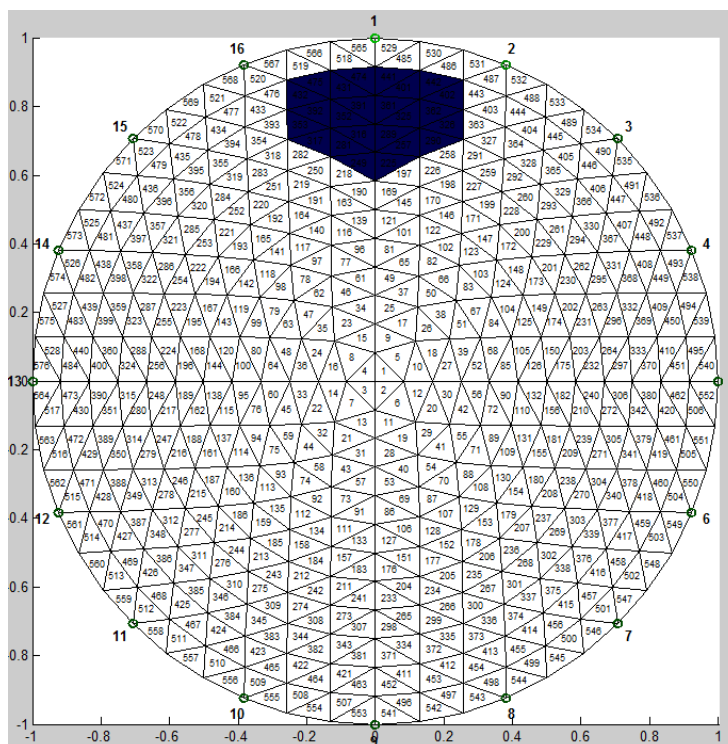


Figura 44: Corpo de provas não homogêneo simulado no EIDORS, com objeto condutor próximo ao eletrodo 1

A Figura 45 é uma foto do corpo de provas construído, com um objeto condutivo introduzido próximo ao par de eletrodos 1-2.



Figura 45: Corpo de provas não homogêneo, com objeto condutor próximo ao eletrodo 1

Observa-se na Figura 46 que quando a distribuição do corpo de provas não está homogênea o gráfico também não é simétrico. Isso depende do posicionamento da não homogeneidade, no caso o objeto condutor, em relação aos eletrodos estimulados e lidos e consiste na informação fundamental para a reconstrução das imagens.

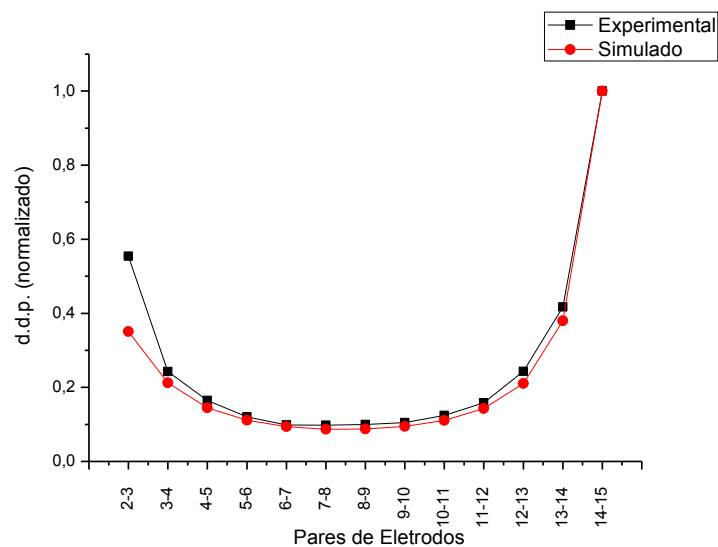


Figura 46: Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 1-2. Com objeto condutor próximo ao eletrodo 1

Como o objeto condutor está próximo aos eletrodos que não estão sendo lidos, pouca diferença, além da falta de simetria, é notada no gráfico, em relação ao gráfico do estado homogêneo, ilustrado na Figura 42.

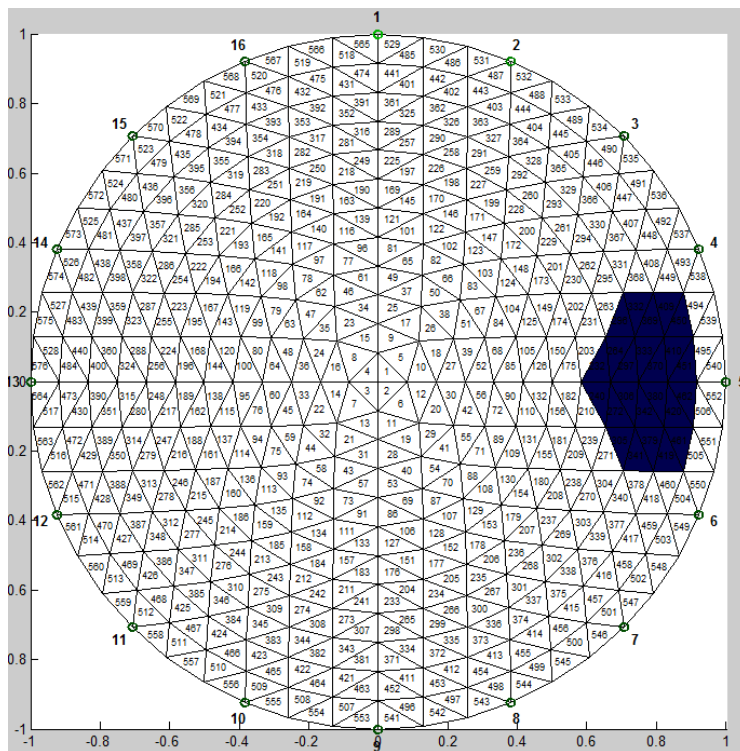


Figura 47: Corpo de provas não homogêneo simulado no EIDORS, com objeto condutor próximo ao eletrodo 5

Na ilustração da Figura 47, o objeto condutor está agora situado próximo ao eletrodo 5.



Figura 48: Corpo de provas não homogêneo, com objeto condutor próximo ao eletrodo 5

No corpo de provas a mesma coisa é feita, colocando o objeto condutor metálico próximo ao eletrodo 5.

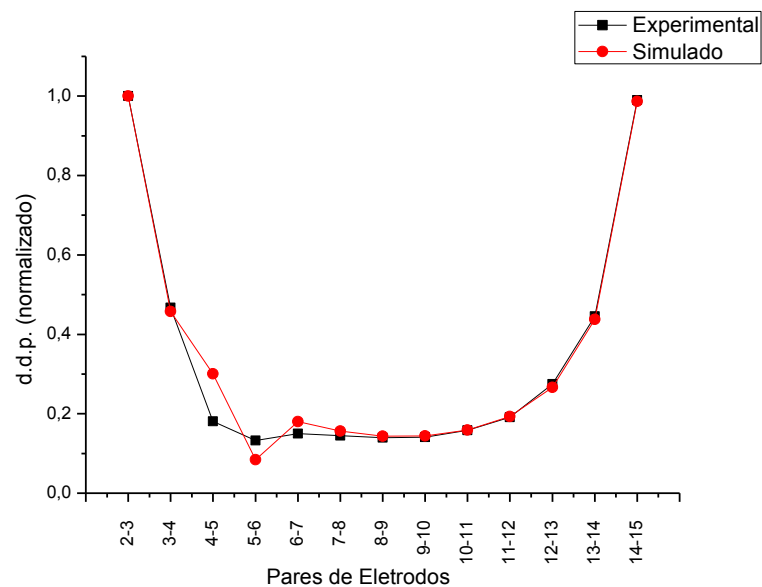


Figura 49: Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 1-2. Com objeto condutor próximo ao eletrodo 5

Como se pode observa na Figura 49, o gráfico dos dados experimentais se aproxima do gráfico dos dados simulados, mas não pode ser considerado

plenamente satisfatório. A maior diferença se encontra nos pares de eletrodos 4-5, 5-6 e 6-7, que são os eletrodos mais afetados pela posição do objeto metálico. No gráfico da simulação o pico negativo da d.d.p próximo ao par de eletrodos 5-6 se da pela dificuldade da corrente passar próximo daquela região.

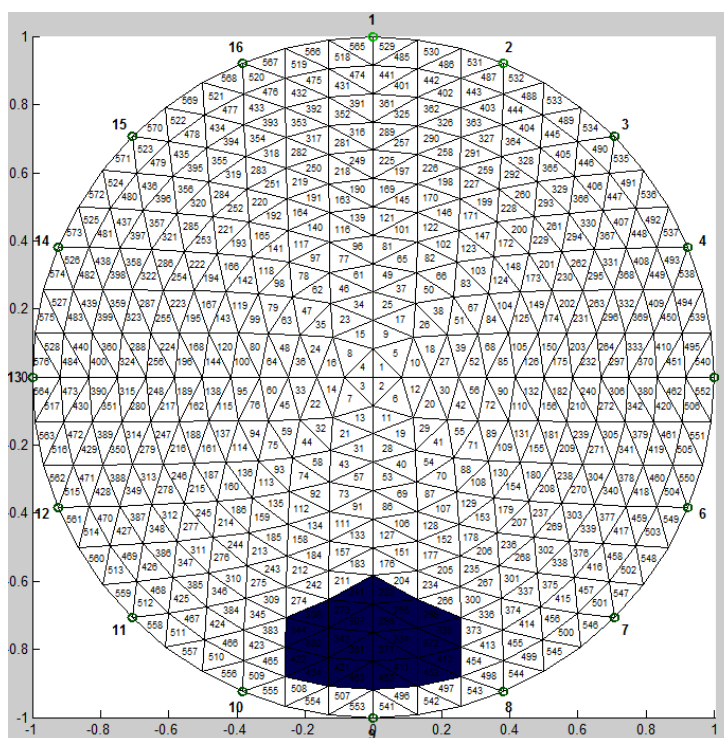


Figura 50: Corpo de provas não homogêneo simulado no EIDORS, com objeto condutor próximo ao eletrodo 9

Nas ilustração da Figura 50 e Figura 51, o objeto condutor está situado próximo ao eletrodo 9.



Figura 51: Corpo de provas não homogêneo, com objeto condutor próximo ao eletrodo 9

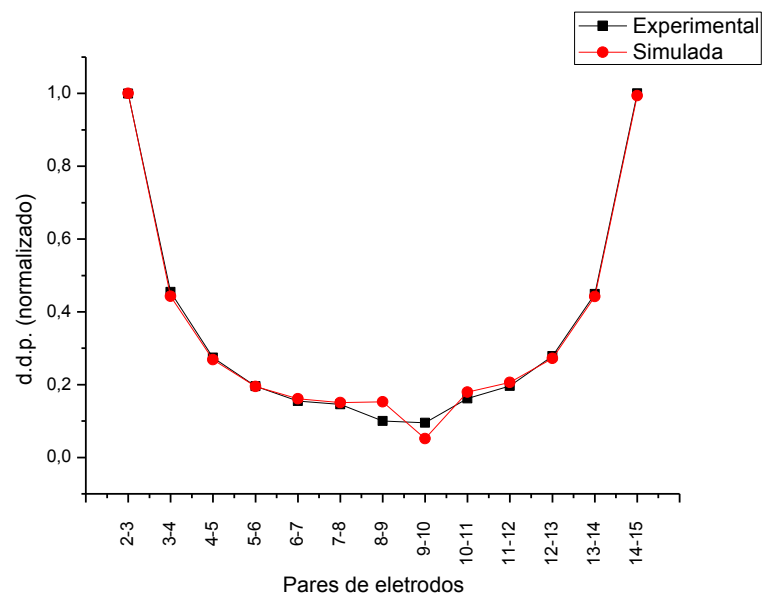


Figura 52: Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 1-2. Com objeto condutor próximo ao eletrodo 9

Na imagem da Figura 52 novamente nota-se que os dois gráficos estão alinhados, mas próximo aos eletrodos onde se localiza o objeto causador da não homogeneidade a picos de tensão. O gráfico dos dados experimentais é mais atenuado que o gráfico dos dados simulados, isso pode ser explicado pela não presença de uma fonte de corrente no sistema de excitação. A corrente gerada

peelo gerador de funções é muito baixa, e pouco evidencia a presença do objeto dentro do domínio.

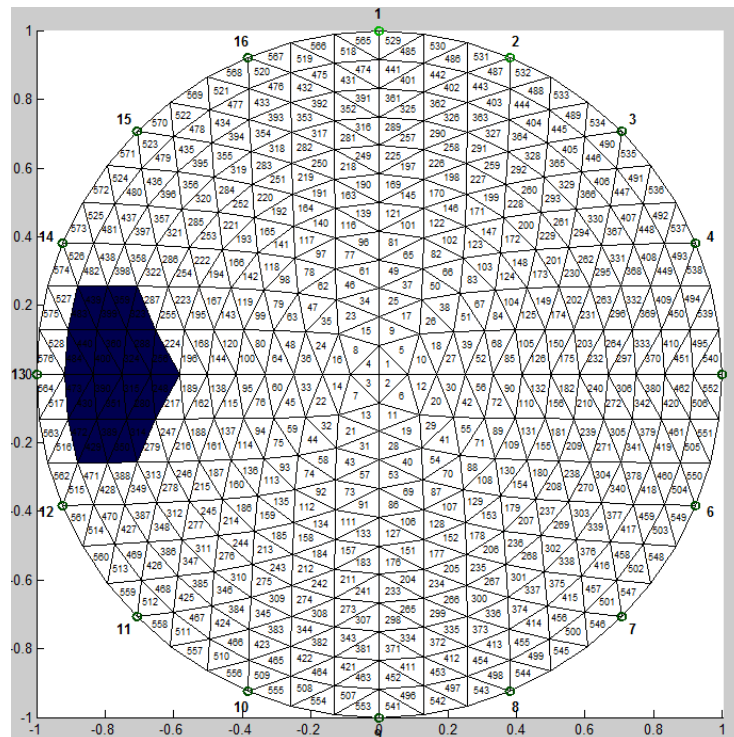


Figura 53: Corpo de provas não homogêneo simulado no EIDORS, com objeto condutor próximo ao eletrodo 13

Por fim no teste com um objeto condutor inserido dentro do domínio em estudo, faz-se um teste com a não homogeneidade próxima ao eletrodo 13, tanto no corpo simulado quanto no corpo experimental.

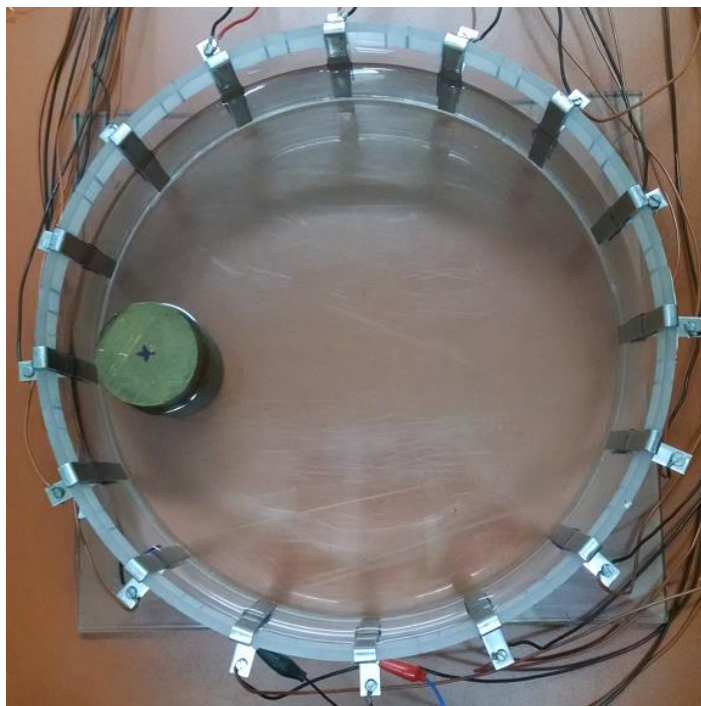


Figura 54: Corpo de provas não homogêneo, com objeto condutor próximo ao eletrodo 13

No gráfico da Figura 55 a diferença entre os dados é a menor, mas mesmo assim poderia ser menor, se um sistema amplificador ativo nos eletrodos e um sistema de conversão tensão-corrente fosse instalado no sistema.

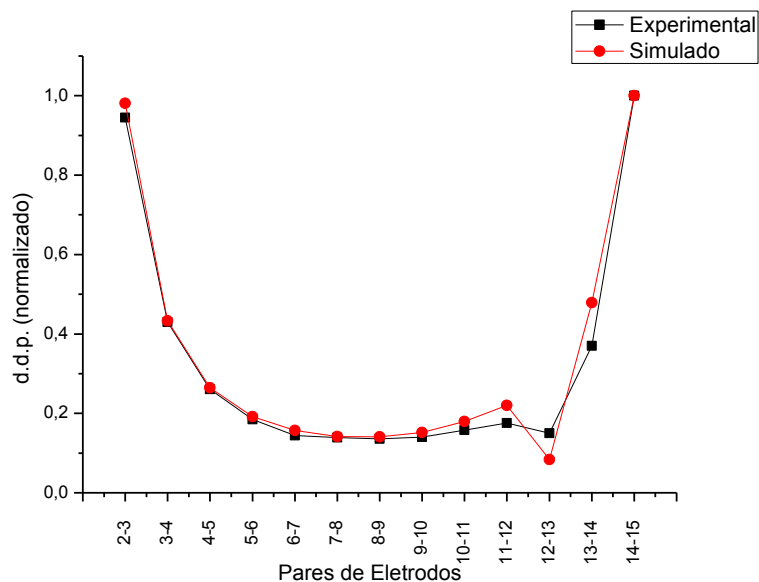


Figura 55: Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 1-2. Com objeto condutor próximo ao eletrodo 13

Uma última rodada de testes foi feita, mas agora com a introdução de um objeto isolante de corrente elétrica dentro do domínio.

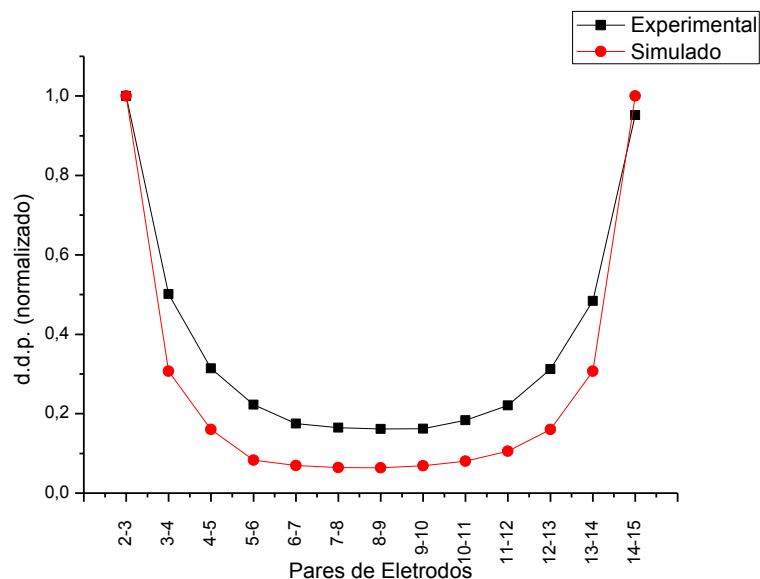
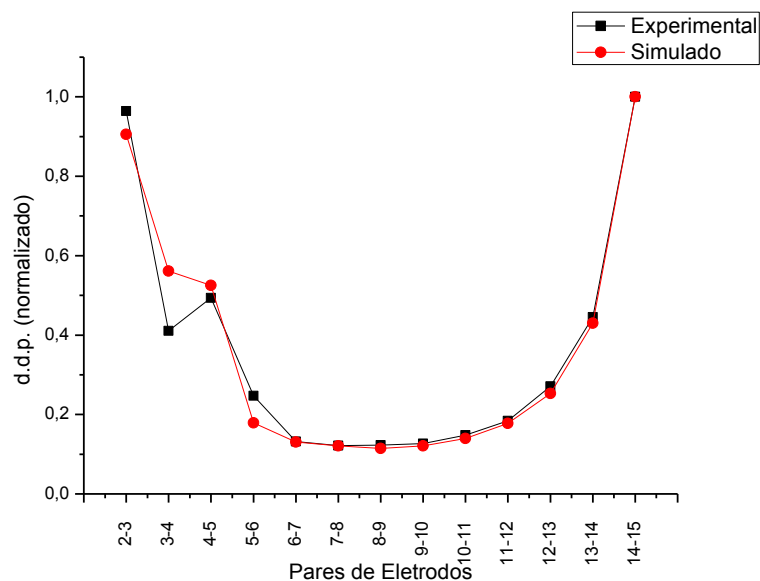


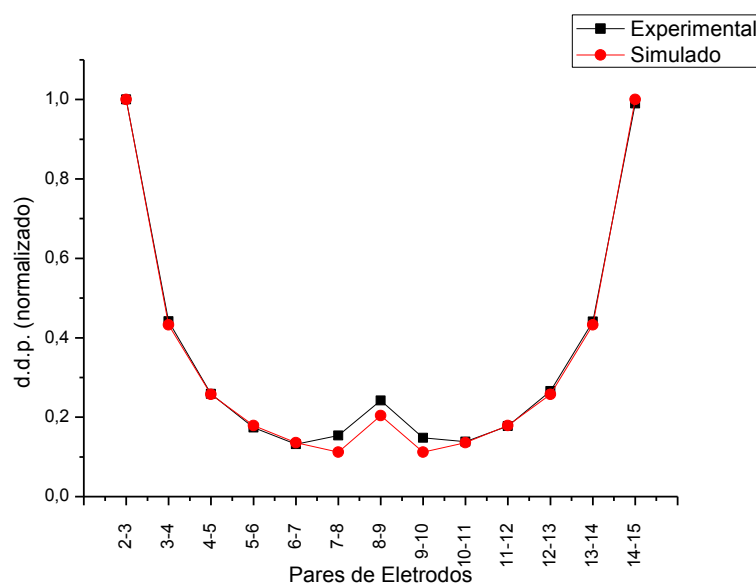
Figura 56: Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 1-2. Com objeto isolante próximo ao eletrodo 1

A diferença entre as amplitudes do gráfico simulado e experimental mostrado na Figura 56 dá-se novamente pela não presença de uma fonte de corrente, que mantenha a intensidade da corrente elétrica constante, independente da distribuição de resistividade no interior do corpo de provas.



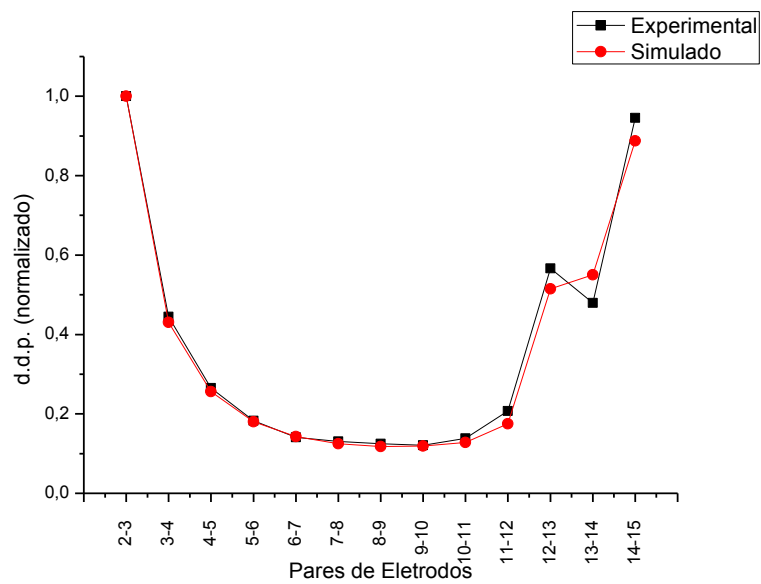
**Figura 57: Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 1-2.
Com objeto isolante próximo ao eletrodo 5**

No gráfico da Figura 57 nota-se um fenômeno contrário ao mostrado nos testes com o corpo condutor. O corpo isolante provoca um aumento de tensão nos eletrodos próximos a ele. Isso se dá pela alta resistividade apresentada pelo objeto, o que provoca um aumento da d.d.p na região.



**Figura 58: Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 1-2.
Com objeto isolante próximo ao eletrodo 9**

Os dados obtidos no gráfico da Figura 58 indicam que o sistema, mesmo com as limitações já citadas, está conseguindo indicar em qual região do domínio está a não homogeneidade. Esta é a informação fundamental para o algoritmo de reconstrução da imagem.



**Figura 59: Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 1-2.
Com objeto isolante próximo ao eletrodo 13**

O último teste com o objeto não condutor próximo ao eletrodo 13 é mostrado na Figura 59.

6 CONCLUSÃO

A complexidade dos sistemas de *software* e *hardware* para Tomografia por Impedância Elétrica exigiu nesse trabalho, um grande esforço no sentido de construir uma visão de conjunto do sistema.

Os requisitos necessários foram além das expectativas iniciais o que pode ser considerado um ponto muito positivo, relacionado à aprendizagem, indicando que boa parte dos objetivos foram alcançados, já que não se tem na bibliografia um “manual” para construção do sistema e as informações encontradas são em geral muito específicas para cada parte do sistema, mas sem especificar como construir um sistemas funcional completo.

Uma outra parte da bibliografia, considera o sistema pronto e acabado e dedica-se apenas às aplicações.

Foi feito um levantamento bibliográfico detalhado a respeito das técnicas de construção do sistema e demais assuntos de interesse da TIE, além de testes experimentais com os *hardwares* disponíveis e foi possível ajustar parâmetros importantes tanto da instrumentação quanto dos algoritmos de aquisição de dados para a reconstrução de imagem em TIE.

Muitos testes preliminares foram realizados para definir quais *hardwares* são importantes para o sistema e foi possível construir um equipamento básico de aquisição de sinais para TIE e identificar o que ainda falta em termos de hardware e software para chegar a uma configuração robusta o suficiente para pesquisas na área de aplicações e novas técnicas.

Os objetivos com relação à parte de coleta, armazenamento e tratamento de dados foram alcançados e faltam apenas aprimoramentos no sentido de automatizar algumas tarefas que atualmente são feitas de forma manual.

Mesmo dispondo-se de um sistema ainda rudimentar, onde circuitos fundamentais e necessários como o conversor tensão-corrente de alta qualidade e o circuito conversor de impedância negativa, e também outros circuitos não obrigatórios, mas importantes para a qualidade dos sinais, como os amplificadores para eletrodos ativos, considera-se que os resultados experimentais foram satisfatórios, quando analisados os resultados obtidos.

Por fim, os resultados desse trabalho abrem caminho para a continuidade das pesquisas a respeito da TIE, no grupo de pesquisa a respeito do tema que se formou na Universidade Federal do Rio Grande – FURG, recentemente e também, servem como guia para futuros desenvolvimentos.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADLER, A.; LIONHEART, R. Uses and abuses of EIDORS: An extensible software base for EIT. *Manchester Institute for Mathematical Sciences*, The University of Manchester, UK, 2008.

AGUILAR, J. C. Z.; Estudos numéricos para o problema da tomografia por impedância elétrica. USP, São Paulo-SP, 2009.

ARAUJO, G. M. Conversor Tensão-Corrente Em Tecnologia Cmos Para Um Conversor Analógico/Digital de um Sistema Em Chip. Brasília, 2008.

AMMARI, H.; GARNIER, J.; JING, W. Resolution and stability analysis in acousto-electric imaging. *IOP Publishing*, 2012.

BARBER, D. C.; BROWN, B. H. Progress in electrical impedance tomography. *Inverse Problems in Partial Differential Equations*, p. 149-162, 1990.

BARBER, D.; BROWN, B, FREESTON, I. Imaging spatial distributions of resistivity using potential tomography. *Electronic Letters* 19, p. 993-935, 1983.

BARNETT, V. Sample Survey: Principles and Methods. London, Arnold, 2002.

BATHE, K. J. Finite Element Procedures, New Jersey: Prentice Hall, 1996.

BERA, T.K.; NAGARAJU, J. A Simple Instrumentation Calibration Technique for Electrical Impedance Tomography (EIT) Using A 16-Electrode Phantom. 5th Annual IEEE Conference on Automation Science and Engineering, Bangalore, India, August 22-25, 2009

BERNARDSON, P. S.; NELSON, D.H. Voltage-to-Current Converter with MOS Reference Resistor, U.S Patent Documents, nº 5.610.505, Mar 1997.

BORGES, S. L. Métodos Para Problemas Mal-Postos Discretos De Grande Porte, Campinas-SP, Brasil, 2013.

BRECKON, W. *Image reconstruction in Electrical Impedance Tomography*. Ph.D. thesis, Oxford polytechnic, Oxford, 1990.

BROW, B. H.; BARBER, D. C.; SEAGAR, A. D. Applied potential tomography: possible clinical applications. *Clin Phys Physiol Measurement*, n. 6, p. 109-121, 1985.

CALDERON, A. On an inverse boundary value problem. *In the proceeding of a conference on Numerical Analysis and Its Applications to Continuum Physics*. p. 67-73, 1980.

CHOI, M. H. A reconstruction algorithm for breast cancer imaging with electrical impedance tomography in mammography geometry. *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, v.54, p.700-710, 2007.

CLAY, M. T.; FERREE, T. C. Weighted regularization in electrical impedance tomography with applications to acute cerebral stroke. *IEEE Transactions Medical Imaging*, v.21, p.629–637, 2002.

DAVID, E.; LALOND; JOHN, A. Ross. Dispositivos e Circuitos Eletrônicos. Volume 1, Makron Books, São Paulo, 1999.

DE CEZARO, A. Métodos de Regularização Tipo Level Set para Problemas Inversos. Florianópolis-SC, Brasil, 2006.

DE CEZARO, A. Problemas Inversos em Tomografia. SBMAC, São Carlos-SP, Brasil, 2012.

FRANCO, S. Design with operational amplifiers and analog integrated circuits. McGraw-Hill, 2002.

GONZALEZ, R.; BERTEMES, P. Desenvolvimento de um Circuito Adaptativo da Impedância Negativa a ser utilizado na Fonte de Corrente em Tomografia de Impedância Elétrica. São Paulo, 2004.

HUA, P.; WOO, J.; TOPKINS, W. Using compound electrodes in electrical impedance tomography. *IEEE Transactions of Biomedical Engineering* 40, p. 335-343, 1993.

ISAACSON, D. Distinguishability of conductivities by electric current computed Tomography. *IEEE Transactions on Medical Imaging MI-5*, p. 91-95, 1986.

ISAACSON, D.; GISSER, G.; NEWEEL, J. Current topics in impedance imaging. *Clinical Physics and Physiological Measurement* 8, p. 39-46, 1987.

JOSSINET, J. J. Volumetric field distribution and 2d measurement in impedance imaging. *Int Conf Electrical Bioimpedance (ICEBI)*, p. 83-86, 1983.

KAO, T. J. A compensated radiolucent electrode array for combined EIT and mammography. *Physiological Measurement*, v. 28, p. 291-299, 2007.

KIM, K. Y. Image reconstruction in time-varying electrical impedance tomography based on the extended Kalman filter. *Meas. Sci. Technol.* v. 12, p. 1032-1039, 2001.

KIRSCH, A. An Introduction to the Mathematical Theory of Inverse Problems, Springer, Karlsruhe, 1996.

KLEINERMANN, F.; AVIS, N.; ALHARGAN, F. Analytical solution to the three-dimensional electrical forward problem for an elliptical cylinder. *Physiological Measurement* 23, p. 141-147, 2002.

KHON, R. VOGELIUS, M. Determining conductivity by boundary measurements Communications in Pure and Applied Mathematics, 37, p. 113-123, 1984.

KYM, Y.; WEBSTER, J. G. Medical imaging using electrical impedance. *Medical applications of microwave imaging*, p. 106-117, 1986.

LUKASCHEWITSCH, M.; MAASS, P.; PIDCOCK, M. Tikhonov regularization for electrical impedance tomography on unbounded domains. *Inverse Problems*, v. 19, p. 585-610, 2003.

MARGOTTI, J. Métodos Tipo Newton Inexatos para Problemas Inversos. Florianopolis, Brasil, 2011.

MCADAMS, T, E.; JOSSINET, J. Tissue impedance: a historical overview. *Physiol meas*, n. 16, p. A1-A13, 1995.

MELLO, L. A. M. Three-Dimensional Electrical Impedance Tomography: a Topology Optimization Approach. *IEEE transactions on Biomedical Engineering*, v. 55, p. 531-540, 2008.

MELLO, L. A. M. Estudo do aumento do desempenho de um sistema de tomografia de impedância elétrica através do método de otimização topológica. São Paulo, 2010.

MURAY, T.; KAGAWA, Y. Electrical impedance computed tomography based on a finite elements model. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, v. 32, n. 3, p. 177–184, 1985.

OOSTEROM, A. V. History and evolution of methods for solving the inverse problem. *Journal Clin. Neurophys*, v. 8, p. 371–380, 1991.

PIDCOCK, M.; PAULSON, K.; BRECKON, W. A hybrid phantom for eit, *CAIT workshop proceeding*, York, UK, 1991.

PINHEIRO, P. *Three-dimensional image reconstruction algorithm for electrical resistance tomography*, Ph.D.thesis, UMIST, Manchester, 1994.

ROSSEL, J.; COLOMINAS, J.; RIU, P.; PALLAS-ARENY, R.; WEBSTER, J. G. Skin impedance from 1hz to 1 mhz. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, n. 35, p. 649-650, 1988.

RUUSKANEN. Using process tomography as a sensor for optimal control. *Applied Numerical Mathematics*, v. 56, p. 37-54, 2006.

RODRIGUEZ, S. Procedimento de medida e condutividade in vivo para desenvolver um atlas anatômico de tomografia por impedância elétrica. São Paulo, 2010. 104p.

SOMERSALO, E.; CHENEY, M.; ISAACSON, D. Existence and uniqueness for electrode models for electric current computed tomography, *SIAM Journal of Applied Mathematics*, 52, p. 1023-1040, 1992.

SYLVESTER, J.; UHLMANN, G. A global uniqueness theorem for an inverse boundary value problem. *Annals of Mathematics*, 125, pp. 153-169, 1987.

TRIGO, F. C.; LIMA, R. G.; AMATO, M. B. P. Electrical Impedance Tomography Using the Extended Kalman Filter. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 51, p. 72-81, 2004.

VALLEJO, M. F. M. *Algoritmo de Tomografia por Impedância Elétrica utilizando Programação Linear como Método de Busca da Imagem*. 2007. 60p. Exame de Qualificação (Mestrado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo. São Paulo, 2007.

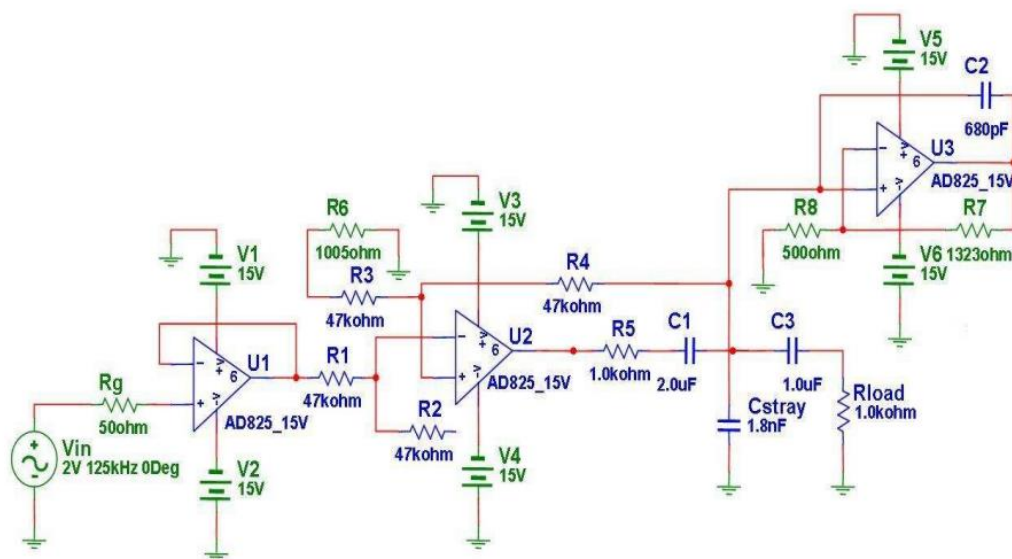
VAUKHONEN, M. *Electrical impedance tomography and prior information*, Ph.D. thesis, Kuopio University, Kuopio, 1997.

VAUKHONEN, M.; LIONHEART, M. HEIKKINEN, L. A Matlab package for the EIDORS project to reconstruct two dimensional EIT images. *Physiological Measurement* 22, p. 107-111, 2001.

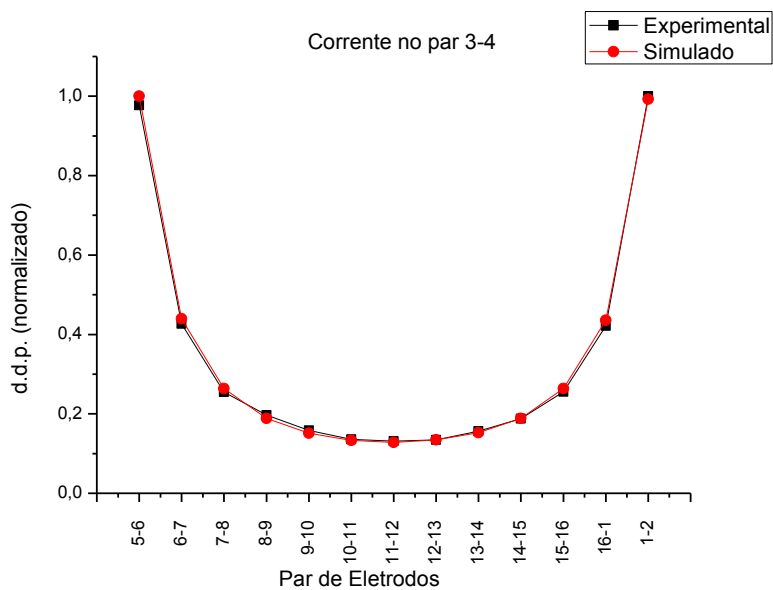
VILHUNEN, I. Simultaneous reconstruction of electrode contact impedances and internal electrical properties: Theory. *Measurement Science and Technology*, v. 13, p. 1848-1854, 2002.

WANG, Y.; SCHIMPF, P. H.; HAYNOR, D. R.; KIM, Y. Geometric effects on resistivity measurements with for-electrode probes in isotropic and anisotropic tissues. *IEEE Trans Biomed Eng*, v. 45, p. 877-884, 1998.

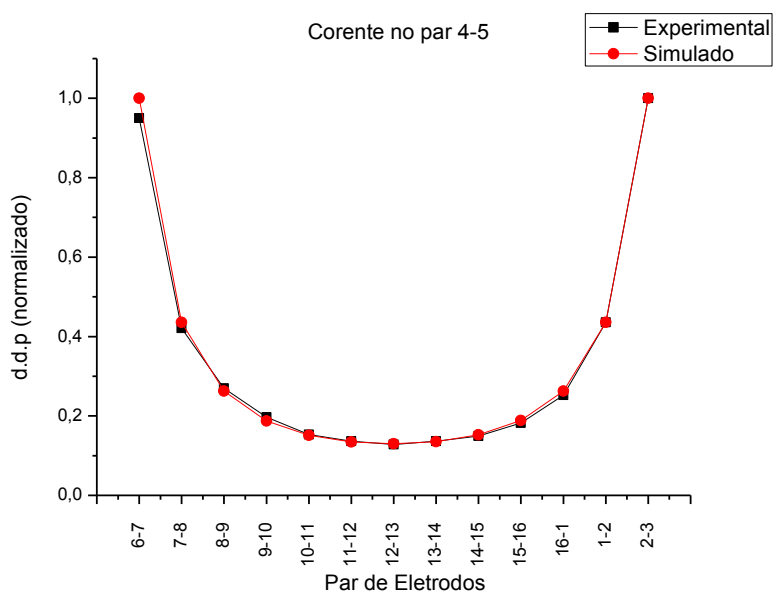
Anexo A - Circuito esquemático de simulação da corrente de saída na fonte de corrente monopolar com o circuito CIN acoplado e ajustado.



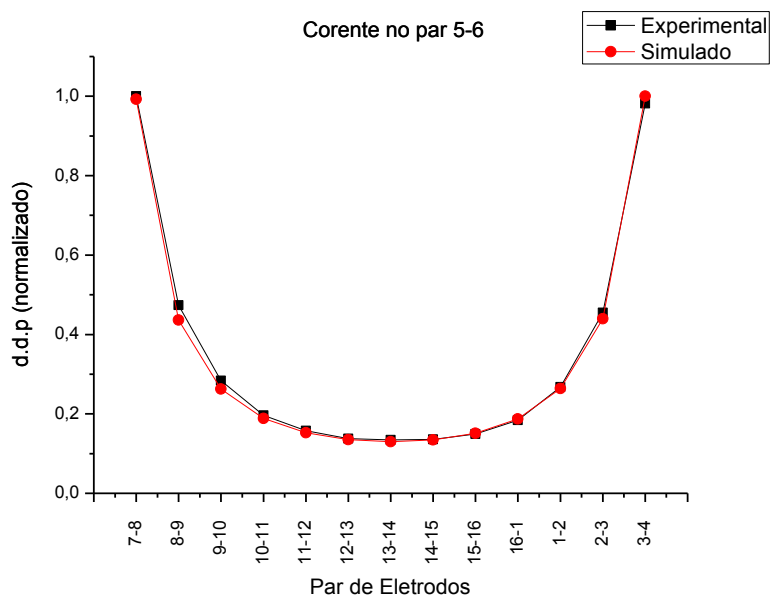
Apêndice A – Mais gráficos com a comparação entre os dados coletados experimentalmente e os dados simulados no EIDORS.



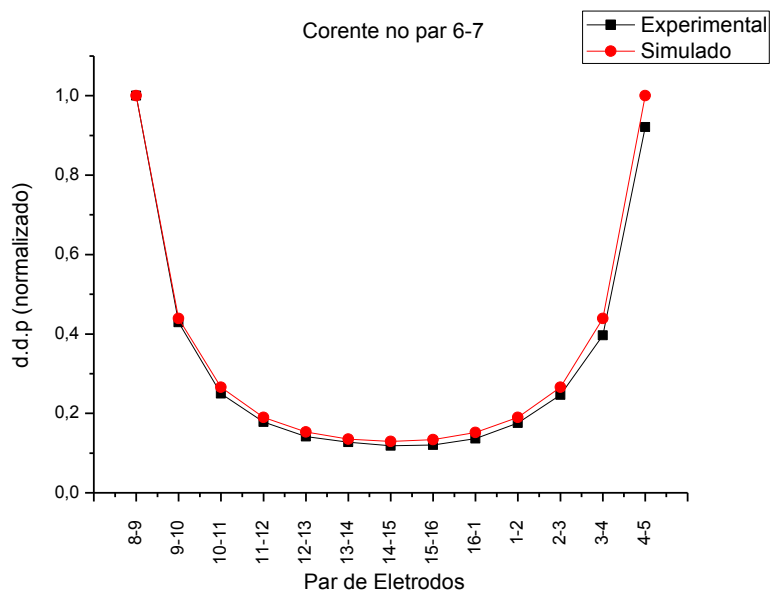
Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 3-4



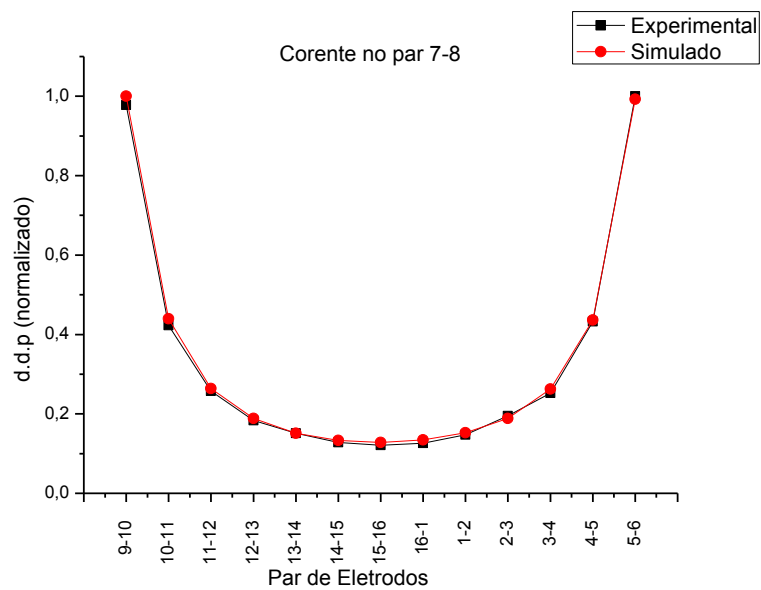
Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 4-5



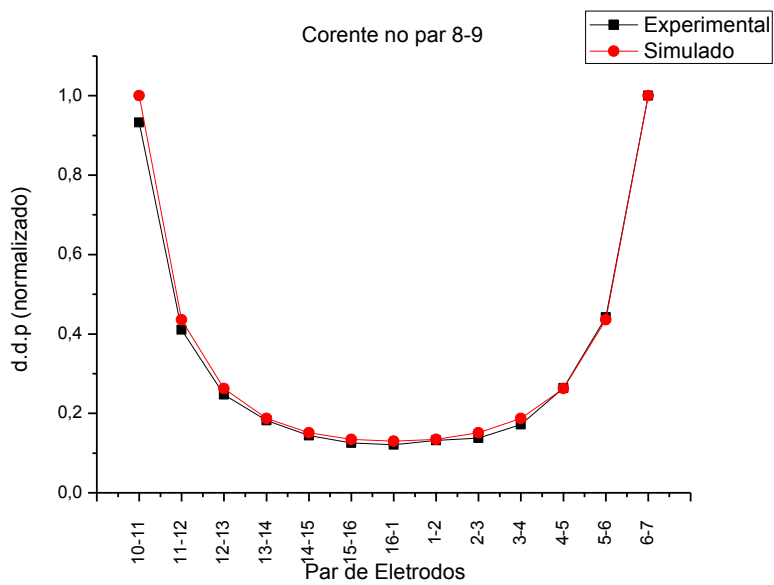
Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 5-6



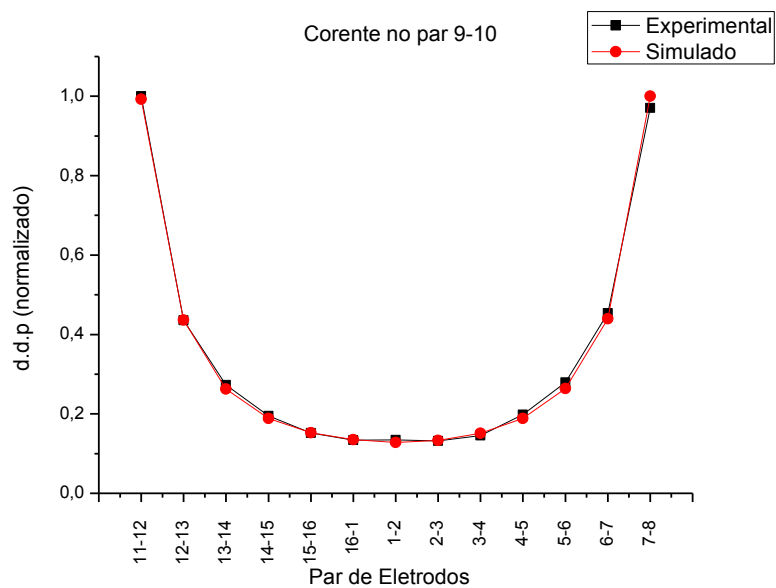
Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 6-7



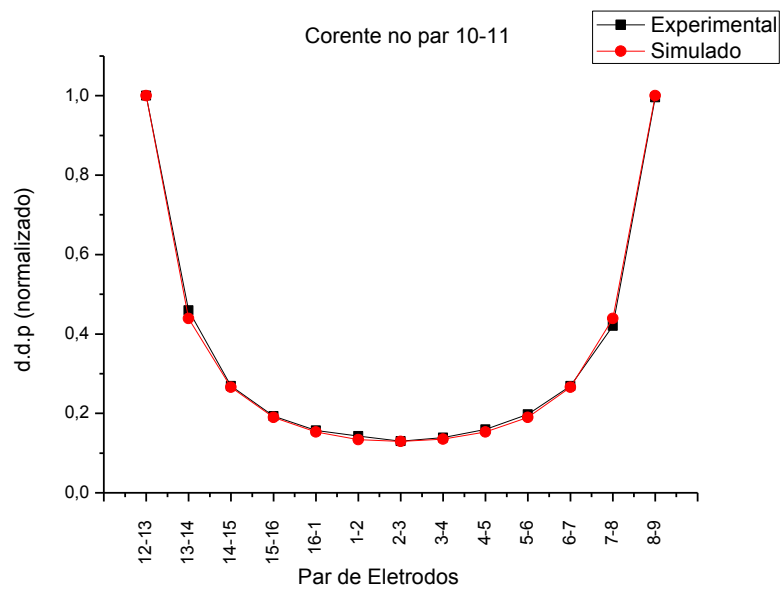
Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 7-8



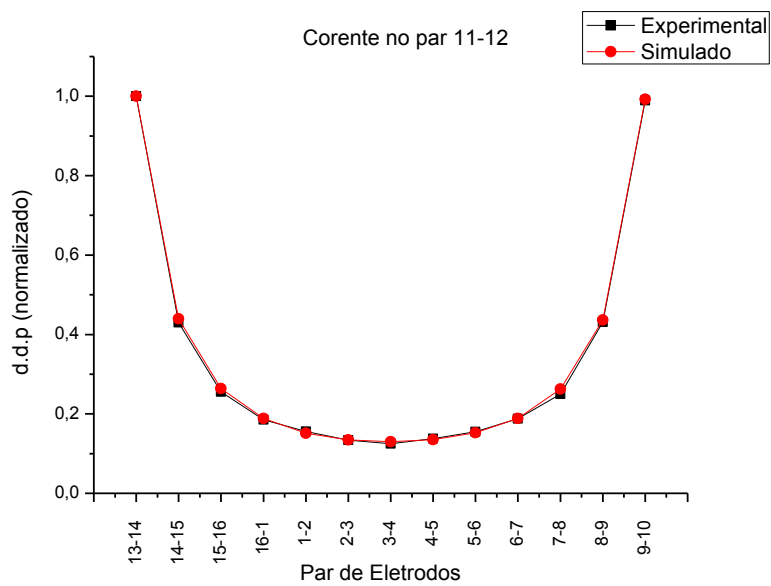
Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 8-9



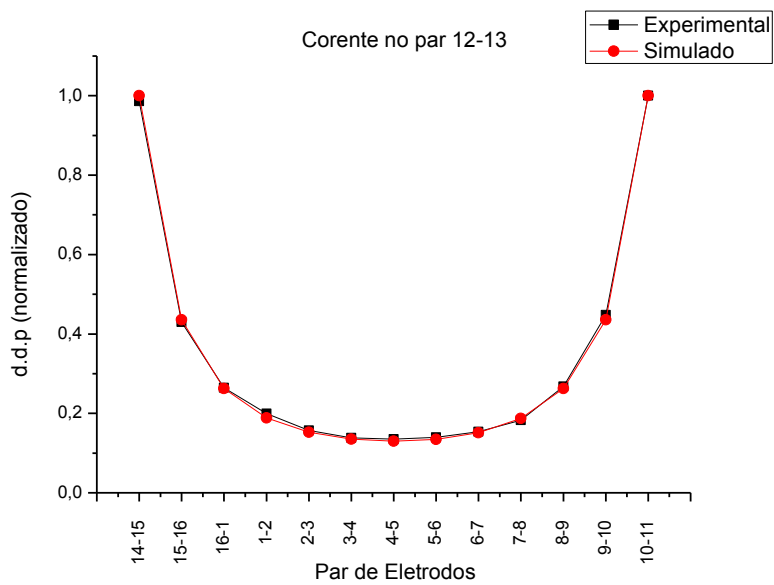
Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 9-10



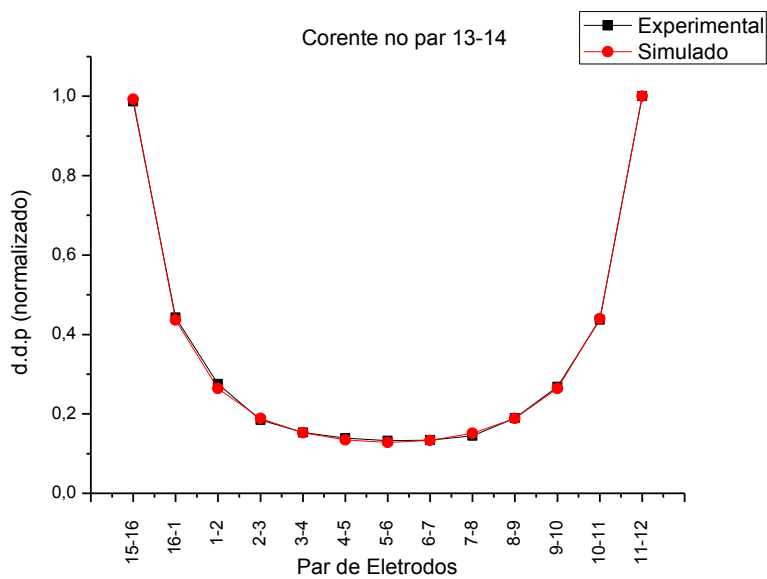
Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 10-11



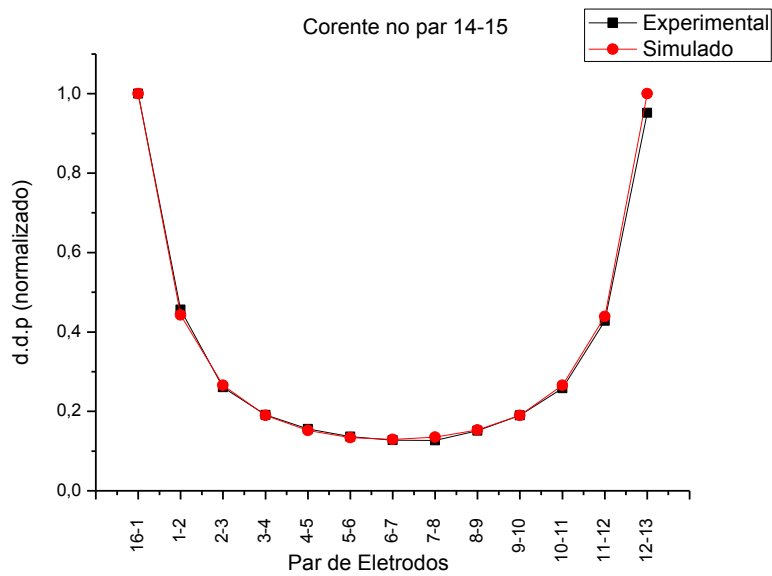
Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 11-12



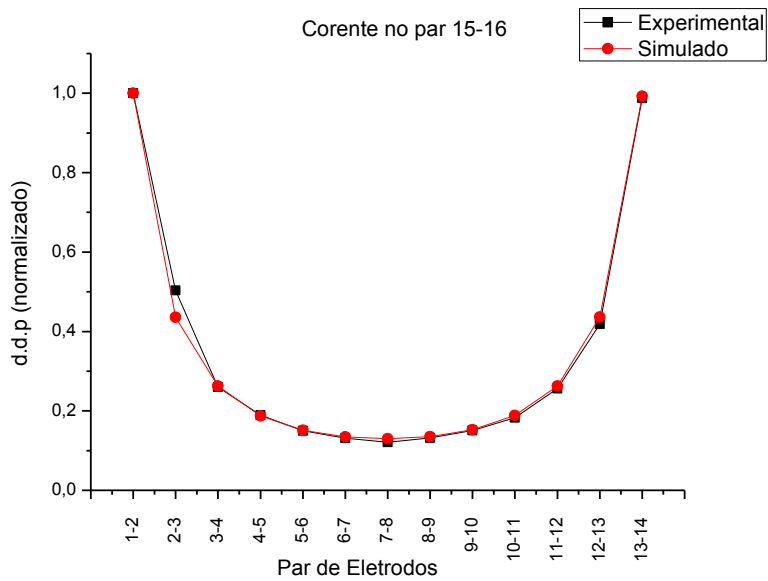
Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 12-13



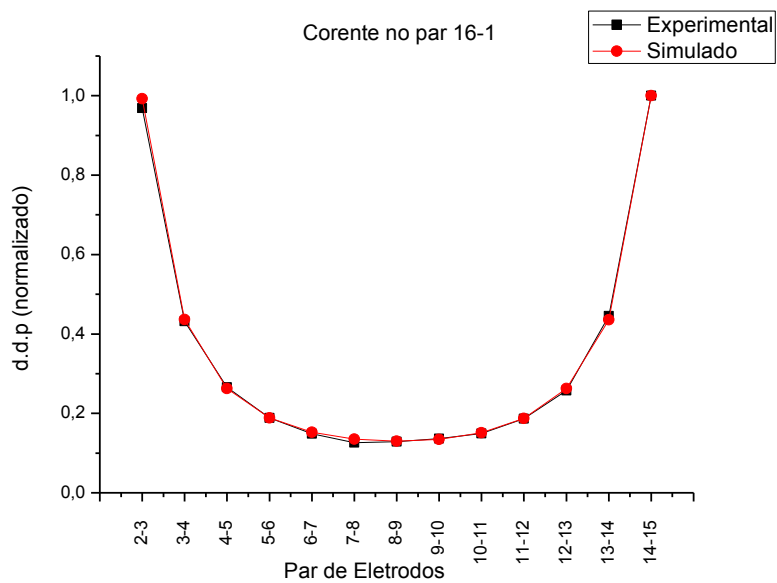
Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 13-14



Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 14-15



Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 15-16



Comparação entre os dados simulados e experimentais. Aplicação nos eletrodos 16-1