

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MODELAGEM COMPUTACIONAL

CONSTRUÇÃO DE UM PROTÓTIPO PARA O ESTUDO DA TOMOGRAFIA POR  
IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

por

Daniel Hosser Hall

Dissertação para obtenção do Título de  
Mestre em Modelagem Computacional

Rio Grande, janeiro, 2017

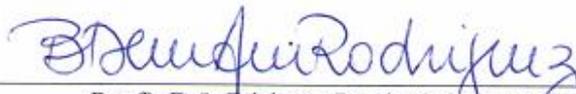
Daniel Hossler Hall

**“Construção de um Protótipo para o Estudo da Tomografia por Impedância Elétrica”**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Modelagem Computacional da Universidade Federal do Rio Grande - FURG, como requisito parcial para obtenção do Grau de Mestre. Área concentração: Modelagem Computacional.

Aprovada em

BANCA EXAMINADORA



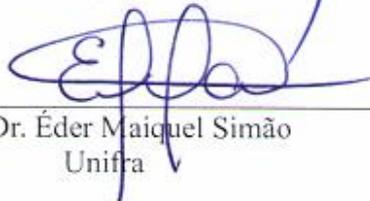
Prof. Dr. Bárbara Denicol do Amaral Rodriguez  
Orientadora – FURG



Prof. Dr. Evamberto Garcia de Góes  
Co-orientador – FURG



Prof. Dr. Leonardo Ramos Emmendorfer  
FURG



Prof. Dr. Éder Maíquel Simão  
Unifra

### Ficha catalográfica

H174c Hall, Daniel Hosser.

Construção de um protótipo para o estudo da tomografia por impedância elétrica / Daniel Hosser Hall. – 2017.

91 f.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal do Rio Grande – FURG, Programa de Pós-graduação em Modelagem Computacional, Rio Grande/RS, 2016.

Orientadora: Dr<sup>a</sup>. Bárbara Denicol do Amaral Rodriguez.

1. Tomografia por impedância elétrica 2. Correntes elétricas  
3. Protótipo 4. Modelagem computacional I. Rodriguez, Bárbara Denicol do Amaral II. Título.

CDU 004.312.24

*À minha esposa Melina e minha filha Laura.*

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus pela oportunidade para conquistar este objetivo.

Agradeço em especial o Prof. Dr. Renato Glauco de Souza Rodrigues (**in memorian**) pelo convite e pela sua disposição para a realização deste mestrado. Este trabalho começou com sua orientação, mas infelizmente nos deixou tão cedo. Seus ensinamentos foram fundamentais para conclusão desta pesquisa.

Agradeço a Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Bárbara Denicol do Amaral Rodriguez pela sua orientação, disponibilidade e comprometimento. Seu apoio foi muito importante para a realização deste desafio.

Agradeço o Prof. Dr. Evamberto Garcia de Góes pela sua dedicação e auxílio.

Agradeço à minha querida esposa Melina pela compreensão, carinho e apoio. Seus incentivos e encorajamentos me deram forças ao longo desta etapa.

Agradeço à minha filha Laura que trouxe motivação e mais alegria para nossa família.

Agradeço os meus pais Dário e Adalise, sempre dispostos a me ajudar.

Agradeço também a todos os membros do PPGMC pela dedicação empenhada ao programa.

## RESUMO

Este trabalho apresenta o desenvolvimento, simulações e verificações de funcionamento de um protótipo para o estudo da tomografia por impedância elétrica. Na modelagem do sistema, considerou-se a utilização do dispositivo de aquisição NI PXIe-6363 e de um objeto simulador preenchido por uma solução de cloreto de potássio. Para atingir o objetivo proposto, foram projetados um circuito fonte de corrente, com base na topologia *Howland*, e um circuito demultiplexador de dezesseis canais. Também foram elaborados um algoritmo de aquisição e de ajuste de curvas para os sinais adquiridos do objeto simulador, um algoritmo para reconstrução da imagem utilizando o software *Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction* e um algoritmo para o gerenciamento do sistema. Primeiramente, os circuitos foram simulados e montados em uma placa de circuito impresso. Simulações e testes na placa da fonte de corrente foram realizados com objetivo de analisar o comportamento da corrente de saída. Testes na placa do circuito de chaveamento foram executados para verificar sua influência sobre a corrente fornecida pela fonte de corrente ao sistema. Para a validação do algoritmo de ajuste de curvas, utilizou-se o ruído branco gaussiano. Por fim, o desempenho do protótipo proposto foi avaliado a partir das imagens reconstruídas. Considerando-se a qualidade observada dessas imagens, conclui-se que o protótipo é um sistema otimizado para a obtenção de imagens relacionadas à biologia, medicina, engenharia e outras áreas cujo interesse envolva a imagem de pequenos corpos.

Palavras-chave: Tomografia por Impedância Elétrica. Fonte de corrente *Howland*. Sistema TIE. EIDORS.

# ABSTRACT

This work presents design, simulation, and performance associated to a prototype in a way to study the tomography by electrical impedance. In order to model this system is used a NI PXIe-6363 acquisition device and a phantom filled with potassium chloride solution. To achieve the proposed objective, an electric current pump based on the Howland topology and a sixteen-channel demultiplexer circuit were designed. Was also developed algorithms in order to carrier out data acquisition, curves fitting, image reconstruction, and a system control. Images reconstruction were accomplished using free software denominated Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction. Simulations and tests on the current pump board were performed to analyze if the output current is constant. Tests on the switching circuit board were performed to check its influence on the current supplied by the current source to the system. To check the performance curve fitting algorithm was used to white Gaussian noise. Finally, the performance of the proposed prototype was evaluated from the reconstructed images. Considering the quality of these images, we conclude that the prototype is an optimized system for obtaining images related to biology, medicine, engineering, and other areas whose interest involves the image of small bodies.

Keywords: Electrical Impedance Tomography. Howland current pump. EIT System. EIDORS.

# SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO .....	19
2. OBJETIVOS E FINALIDADE.....	23
2.1. Objetivo geral.....	23
2.2. Objetivos específicos .....	23
2.3. Finalidade.....	23
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....	24
3.1. Modelo matemático da TIE.....	25
3.2. Sistema TIE.....	27
3.2.1. Gerador de sinal.....	28
3.2.2. Fonte de corrente .....	28
3.2.3. Circuito de chaveamento .....	30
3.2.4. Objeto simulador .....	32
3.2.5. Processamento do sinal.....	32
Aquisição de tensão.....	33
Tratamento de sinal .....	35
3.2.6. Algoritmo de reconstrução .....	38
3.3. Protocolos de injeção de corrente .....	40
3.3.1. Método adjacente.....	41
3.3.2. Método transversal .....	42
3.3.3. Método oposto .....	44
3.3.4. Método trigonométrico .....	45
4. MATERIAIS E MÉTODOS .....	47
4.1. Estruturas do protótipo proposto com base na TIE.....	47
4.1.1. Gerador de sinal.....	48
4.1.2. Fonte de corrente .....	48
4.1.3. Circuito de chaveamento. ....	49
4.1.4. Objeto simulador .....	51
4.1.5. Sistema de aquisição.....	51
4.1.6. Algoritmo TIE .....	52
Aquisição de tensão.....	53
Tratamento do sinal.....	53
Algoritmo de reconstrução .....	55

4.2.	Avaliação de desempenho do protótipo .....	56
5.	RESULTADOS.....	59
5.1.	Fonte de corrente.....	59
5.2.	Circuito de Chaveamento.....	62
5.3.	Objeto simulador.....	67
5.4.	Algoritmo de tratamento do sinal.....	68
5.5.	Algoritmo de aquisição de tensão .....	70
5.6.	Desempenho do protótipo .....	72
6.	DISCUSSÃO.....	84
7.	CONCLUSÃO .....	88
8.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	89

## LISTA DE FIGURAS

Figura 3.1 – Ilustração de um Sistema TIE básico composto por um processador, um objeto simulador e etapas de estímulo e resposta .....	24
Figura 3.2 - Sistema TIE aplicado à medicina, onde: (a) são os eletrodos junto ao corpo do paciente; (b) é o circuito lógico responsável pelo controle de aplicação de corrente e leitura de tensão; (c) é dispositivo de aplicação de corrente e leitura de tensão; (d) é o processador .....	25
Figura 3.3 – Domínio bidimensional da equação do problema TIE .....	27
Figura 3.4 - Circuito fonte de corrente <i>Howland</i> modificado, onde: $V_{in}$ é a fonte de tensão alternada; OP é o amplificador operacional; $R_1$ , $R_2$ , $R_3$ e $R_a$ são os resistores; RL é o resistor que representa a carga.....	29
Figura 3.5 – DEMUX de $n$ canais composto por um canal de entrada, $n$ canais de saída e $m$ entradas de seleção.....	31
Figura 3.6 – Representação do chaveamento de um DEMUX de $n$ canais de saída, onde a entrada pode ser direcionada para um dos $n$ canais de saída.....	31
Figura 3.7 - Modelo elétrico de um canal DEMUX, onde: $C_{in}$ representa capacitância de entrada; $C_{out}$ representa a capacitância de saída; $C_{ios}$ representa a capacitância de acoplamento; $R_{on}$ representa a resistência série .....	32
Figura 3.8 – Diagrama da etapa de processamento de sinais .....	33
Figura 3.9 - Representação de sinal contínuo no tempo de 5 kHz e um sinal discreto no tempo, obtido com uma amostragem de 50 kHz.....	34
Figura 3.10 - Representação de um processo de reconstrução de sinal com erro de <i>aliasing</i> , onde: em verde é representado o sinal original com frequência de 5 kHz; em vermelho são representadas as amostras utilizadas na reconstrução do sinal; em azul é representado o sinal reconstruído.....	35
Figura 3.11 – Gráfico de sinais senoidais, onde: na parte superior é apresentado um sinal de 5 kHz; na parte inferior é apresentado um sinal de 5 kHz com a adição de um ruído com SNR igual a 10 dB .....	36
Figura 3.12 – Diagrama em blocos representando o problema inverso TIE.....	39
Figura 3.13 – Representação de uma malha de elementos finitos circular com 576 elementos triangulares e 313 nós .....	40
Figura 3.14 - Representação do método adjacente, (a) primeira injeção de corrente e (b) segunda injeção de corrente .....	41

Figura 3.15 - Primeira varredura do método transversal, (a) primeira aplicação de corrente e (b) segunda aplicação de corrente .....	43
Figura 3.16 - Segunda varredura do método transversal, (a) primeira aplicação de corrente e (b) segunda aplicação de corrente .....	44
Figura 3.17 - Representação do método oposto, (a) primeira aplicação de corrente e (b) segunda aplicação de corrente.....	45
Figura 3.18 - Representação do método trigonométrico, (a) primeiro padrão de aplicação de corrente ( $\theta = 0^\circ$ ) e (b) segundo padrão de aplicação de corrente ( $\theta = 22,5^\circ$ ).....	46
Figura 4.1 – Estruturas básicas do Sistema TIE proposto.....	47
Figura 4.2 - Gerador de função modelo SG100 .....	48
Figura 4.3 - Fonte de corrente <i>Howland</i> modificada com saída diferencial, onde: $V_{in}$ é a fonte de tensão alternada; OP1 e OP2 são os amplificadores operacionais; $R_1$ , $R_2$ , $R_3$ e $R_a$ são resistores; $R_L$ é o resistor que representa a carga .....	49
Figura 4.4 - Diagrama simplificado do circuito de chaveamento .....	50
Figura 4.5 - Chassi NI PXIe-1071 com a controladora NI PXIe-8135 e com o DAQ PXIe-6363 conectado em seu <i>slot</i> , ao lado o bloco de conectores NI SCB-68.....	51
Figura 4.6 – Fluxograma do algoritmo TIE .....	52
Figura 4.7 – Fluxograma do algoritmo de aquisição de tensão.....	54
Figura 4.8 – Fluxograma do algoritmo MMQ.....	55
Figura 4.9 – Fluxograma do algoritmo de reconstrução .....	56
Figura 4.10 – Reconstrução de imagem de uma garrafa plástica isolante no objeto simulador .....	57
Figura 4.11 – Reconstrução de imagem de uma seção de banana no objeto simulador .....	57
Figura 4.12 – Reconstrução de imagem de um objeto plástico isolante e um objeto metálico condutor no objeto simulador .....	58
Figura 5.1 – Circuito esquemático da fonte <i>Howland</i> modificada com saída diferencial composto por dois amplificadores operacionais 741, capacitores e resistores, onde: $V_{in}$ representa a tensão alternada fornecida pelo gerador de sinal; $I^+$ representa a corrente fornecida pela fonte superior; $I^-$ representa a corrente fornecida pela fonte inferior .....	59
Figura 5.2 - PCI do circuito fonte de corrente.....	60
Figura 5.3 – Gráficos de corrente obtidos a partir da simulação, onde: o gráfico de linha preta é a corrente definida; o gráfico de linha vermelha são as correntes obtidas com a simulação em 20 kHz; o gráfico de linha verde são as correntes obtidas com a simulação em 10 kHz; o gráfico de linha azul são as correntes obtidas com a simulação em 5 kHz.....	61

Figura 5.4 - Gráficos de corrente obtidos a partir do protótipo, onde: o gráfico de linha preta representa a corrente definida; o gráfico de linha vermelha são as correntes obtidas com medições em 20 kHz; o gráfico de linha verde as correntes obtidas com medições em 10 kHz; o gráfico de linha azul são as correntes obtidas com medições em 5 kHz.....	62
Figura 5.5 – Modelo elétrico de um canal do CI CD4051 BCN, onde: Cios é a capacitância de acoplamento; Cin é a capacitância de entrada; Cout é a capacitância de saída; Ron é a resistência série equivalente .....	62
Figura 5.6 – Circuito fonte de corrente com o modelo elétrico do canal DEMUX (retângulos azuis) conectado à saída.....	63
Figura 5.7 – Circuito esquemático do circuito de chaveamento utilizado para a elaboração da PCI de chaveamento.....	64
Figura 5.8 – PCI desenvolvida no software EAGLE, onde: as trilhas azuis representam a face superior; as trilhas vermelhas representam a face inferior; as ilhas verdes são os terminais para soldagem dos componentes.....	65
Figura 5.9 - PCI de chaveamento com os conectores azuis e os CI's CD 4051 BCN .....	65
Figura 5.10 - Objeto simulador preenchido com uma solução de KCl, com eletrodos e fios de ligação no contorno.....	68
Figura 5.11 – Comparação de sinais senoidais, onde: o gráfico em azul é o sinal original com 10 kHz; o gráfico em verde é o sinal original adicionado de um ruído com SNR de 10 dB; o gráfico em vermelho é o sinal obtido após a aplicação do algoritmo MMQ .....	69
Figura 5.12 - Comparação de sinais senoidais, onde: o gráfico em azul é o sinal original com 10 kHz; o gráfico em verde é o sinal original adicionado de um ruído com SNR de 15 dB; o gráfico em vermelho é o sinal obtido após a aplicação do algoritmo MMQ .....	69
Figura 5.13 - Comparação de sinais senoidais, onde: o gráfico em azul é o sinal original com 10 kHz; o gráfico em verde é o sinal original adicionado de um ruído com SNR de 5 dB; o gráfico em vermelho é o sinal obtido após a aplicação do algoritmo MMQ .....	70
Figura 5.14 – Gráfico de aquisições de tensão para aplicação de corrente nos eletrodos E1 e E2, obtidos através do método adjacente .....	71
Figura 5.15 – Varredura completa de tensão através do método adjacente .....	71
Figura 5.16 – Protótipo do Sistema TIE.....	72
Figura 5.17 - Varredura completa de aquisição de tensão para cilindro isolante próximo ao eletrodo 1.....	73
Figura 5.18 – Comparação entre imagens para o cilindro isolante próximo ao eletrodo 1, onde: a) cilindro posicionado no objeto simulador; e b) imagem reconstruída.....	73

Figura 5.19 - Varredura completa de aquisição de tensão para cilindro condutor próximo ao eletrodo 1.....	74
Figura 5.20 - Comparação entre imagens para o cilindro condutor próximo ao eletrodo 1, onde: a) cilindro posicionado no objeto simulador; e b) imagem reconstruída.....	74
Figura 5.21 - Varredura completa de aquisição de tensão para cilindro isolante próximo ao eletrodo 5.....	75
Figura 5.22 - Comparação entre imagens para o cilindro isolante próximo ao eletrodo 5, onde: a) cilindro posicionado no objeto simulador; e b) imagem reconstruída.....	75
Figura 5.23 - Varredura completa de aquisição de tensão para cilindro condutor próximo ao eletrodo 5.....	76
Figura 5.24 - Comparação entre imagens para o cilindro condutor próximo ao eletrodo 5, onde: a) cilindro posicionado no objeto simulador; e b) imagem reconstruída.....	76
Figura 5.25 - Varredura completa de aquisição de tensão para cilindro isolante próximo ao eletrodo 9.....	77
Figura 5.26 - Comparação entre imagens para o cilindro isolante próximo ao eletrodo 9, onde: a) cilindro posicionado no objeto simulador; e b) imagem reconstruída.....	77
Figura 5.27 - Varredura completa de aquisição de tensão para cilindro condutor próximo ao eletrodo 9.....	78
Figura 5.28 - Comparação entre imagens para o cilindro condutor próximo ao eletrodo 9, onde: a) cilindro posicionado no objeto simulador; e b) imagem reconstruída.....	78
Figura 5.29 - Varredura completa de aquisição de tensão para cilindro isolante próximo ao eletrodo 13.....	79
Figura 5.30 - Comparação entre imagens para o cilindro condutor próximo ao eletrodo 13, onde: a) cilindro posicionado no objeto simulador; e b) imagem reconstruída.....	79
Figura 5.31 - Varredura completa de aquisição de tensão para cilindro condutor próximo ao eletrodo 13.....	80
Figura 5.32 - Comparação entre imagens para o cilindro condutor próximo ao eletrodo 13, onde: a) cilindro posicionado no objeto simulador; e b) imagem reconstruída.....	80
Figura 5.33 - Varredura completa de aquisição de tensão para cilindro isolante posicionado no centro.....	81
Figura 5.34 - Comparação entre imagens para o cilindro isolante posicionado no centro, onde: a) cilindro posicionado no objeto simulador; e b) imagem reconstruída.....	81
Figura 5.35 - Varredura completa de aquisição de tensão para cilindro condutor posicionado no centro.....	82

Figura 5.36 - Comparação entre imagens para o cilindro condutor posicionado no centro, onde:  
a) cilindro posicionado no objeto simulador; e b) imagem do cilindro reconstruída ..... 82

Figura 5.37 - Varredura completa de aquisição de tensão para dois cilindros, um condutor posicionado próximo do eletrodo 1 e outro isolante próximo ao eletrodo 9..... 83

Figura 5.38 - Comparação entre imagens para dois cilindros, um condutor posicionado próximo do eletrodo 1 e outro isolante próximo ao eletrodo 9, onde: a) cilindros posicionados no objeto simulador; e b) imagem reconstruída..... 83

## LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 - Tabela verdade do CI CD4051BC para habilitação dos canais de saída, onde são utilizados os níveis lógicos digitais 0 e 1 para o controle das entradas de seleção C, B e A e do inibidor.....	50
Tabela 5.1 – Tabela de valores de tensão (Vp) medidos sobre a carga no simulador.....	60
Tabela 5.2 - Tabela de valores de tensão (Vp) medidos sobre a carga no protótipo.....	61
Tabela 5.3 - Tabela verdade da PCI de chaveamento, onde: C, B, A, I1 e I2 são as entradas utilizadas para a habilitação dos canais de saída.....	66

## LISTA DE SÍMBOLOS

$E$	campo elétrico [N/C]
$J$	densidade de corrente [A/m <sup>2</sup> ]
$R$	resistor [ $\Omega$ ]
$V$	tensão [V]
RL	resistor de carga [ $\Omega$ ]
$I$	corrente [A]
$C$	capacitância [F]
$f$	frequência [Hz]
$t$	tempo [s]
$T$	período [s]
$P$	potência [dB]
$n$	vetor unitário normal ao contorno
$A$	entrada de seleção
$S$	canal de saída

### Símbolos gregos

$\hat{\rho}$	densidade de carga [C/m <sup>3</sup> ]
$\varepsilon$	permissividade do meio [F/m]
$\phi$	potencial elétrico [J/C]
$\sigma$	condutividade do meio [S/m]
$w_0$	frequência angular [rad/s]

### Sub índices

p	pico
in	entrada
out	saída
ios	acoplamento

## LISTA DE ABREVIATURAS

TIE	Tomografia por Impedância Elétrica
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
LabVIEW	<i>Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench</i>
EIDORS	<i>Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction</i>
FURG	Universidade Federal do Rio Grande
EDP	Equação Diferencial Parcial
OP	Amplificador Operacional
DEMUX	Demultiplexador
MUX	Multiplexador
CI	Circuito Integrado
ADC	Conversor Analógico/Digital
SNR	Relação sinal ruído
PI	Problema inverso
PD	Problema direto
MEF	Método dos Elementos Finitos
MEC	Método dos Elementos de Contorno
MDF	Método das Diferenças Finitas
NOSER	<i>Newton's One Step Error Reconstructor</i>
PCI	Placa de Circuito Impresso
EAGLE	<i>Easily Applicable Graphical Layout Editor</i>
CC	Corrente Contínua
PETG	Politereftalato de etileno glicol
KCl	Cloreto de Potássio
AISI	<i>American Iron and Steel Institute</i>
DAQ	Dispositivo de aquisição

NI National Instruments  
MMQ Método dos Mínimos Quadrados  
DIP *Dual In-line Package*

# 1. INTRODUÇÃO

O desenvolvimento em saúde e medicina ocorrido nas últimas décadas produziram um grande progresso na qualidade de vida. Uma das áreas da medicina que contribuíram para esse avanço é o diagnóstico por imagem. As técnicas de diagnósticos por imagem permitem a geração de imagens precisas, tanto anatômicas como funcionais, de órgãos e de tecidos. Segundo Galvão (2009), estas técnicas possuem relevância significativa, pois são ferramentas importantes para o auxílio na investigação clínica, esclarecendo os caminhos para a escolha terapêutica mais adequada aos diversos quadros de doenças. De acordo com Nunes (2006), os métodos mais utilizados para obtenção de imagens médicas são a radiologia convencional, a tomografia computadorizada, a ultrassonografia e a ressonância magnética nuclear.

As imagens médicas associadas ao uso de raios X são obtidas através da absorção diferenciada dos fótons de raios X pelos diversos órgãos e tecidos do paciente. Nesse processo, os fótons que não interagiram com as estruturas do paciente são registrados em um detector (filme). Através de um processamento, a imagem aérea, formada por esses fótons, transforma-se em uma imagem visível no filme (Menin, 2009).

Na tomografia computadorizada, utiliza-se os mesmos princípios de geração de imagens por raios X. No entanto, nesse método são executadas uma série de capturas através de pequenas rotações, gerando medidas de absorção de vários ângulos diferentes. Todas as medições são coletadas e enviadas a um computador que, a partir de um algoritmo de reconstrução, gera a imagem detalhada de toda a seção (Rodriguez, 2010).

Na formação de imagem por ultrassom são analisadas as características que os tecidos biológicos apresentam para os fenômenos físicos de absorção, reflexão e espalhamento do som. Através de um transdutor, um pulso de ultrassom é emitido para o interior do corpo, uma vez que este pulso atravessa os tecidos ele é parcialmente refletido pelas interfaces de volta ao transdutor. A partir do intervalo de tempo entre a emissão e a recepção, estima-se a posição da interface dentro do corpo, que pode ser observada em tempo real num monitor (Menin, 2009).

Na ressonância magnética nuclear, basicamente, um intenso campo magnético é aplicado sobre o tecido humano a fim de criar uma condição favorável para a incidência de um pulso de radiofrequência que, após ser desligado, forneça uma radiofrequência modificada utilizada para a geração da imagem (Menin, 2009).

Um novo método de formação de imagem que surgiu a partir da década de 80 é a tomografia por impedância elétrica (TIE). Esta é uma técnica não invasiva de imageamento da estrutura interna

de volumes condutores, com base na distribuição de condutividade ou de resistividade (Dalvi-Garcia et al., 2013). Brown (2001) destaca que todos os sistemas de imagem por impedância elétrica possuem uma metodologia básica em comum. Eles são métodos de formação de imagem, a partir da distribuição de resistividade dentro de um domínio fechado. Segundo Bera; Nagaraju (2012), a TIE tem sido objeto de um extenso estudo no campo da medicina e também em outras áreas, como, por exemplo, no controle de processos industriais, na engenharia química e na investigação geotécnica. No entanto, Brown (2001) ressalta que cada área de aplicação apresenta diferentes desafios.

Na TIE, aplicada à área médica, são analisadas as características das propriedades elétricas dos tecidos biológicos. Uma importante propriedade dos tecidos é a resistividade, que varia de acordo com a frequência de aplicação de um sinal elétrico de tensão ou corrente (Brown, 2003).

O primeiro artigo publicado sobre TIE como uma técnica de imageamento médico é de Henderson; Webster (1978), sendo que seu primeiro protótipo foi proposto por Barber; Brown (1984), onde os autores apresentam os primeiros estudos e formulações teóricas para implementações de algoritmos e o hardware de reconstrução de imagem através da impedância elétrica.

Nos últimos anos, a TIE vem sendo aperfeiçoada para a aplicação na medicina, entretanto a resolução das imagens ainda é baixa se comparada a outros métodos de diagnósticos por imagens já consolidados, como, por exemplo, a tomografia computadorizada e a ressonância magnética nuclear (Dalvi-Garcia et al., 2013).

A TIE possui uma grande relevância técnica-científica para ambientes clínicos, pois é um método alternativo a outras formas de diagnóstico por imagem, tais como o raio-X, a tomografia computadorizada, a ultrassonografia e a ressonância magnética nuclear. De acordo com Brown (2003), a TIE possui vantagens em relação a outros métodos de imagem e monitoramento do corpo, algumas delas são:

- a) é uma técnica relativamente barata;
- b) não há riscos conhecidos associados à sua utilização;
- c) há possibilidade de monitoramento de longo prazo de uma função fisiológica;
- d) com medições espectrais, a caracterização do tecido biológico pode ser feita;
- e) os dados podem ser lidos rapidamente, gerando imagens funcionais.

No campo médico existem várias aplicações para a TIE. Saulnier et al. (2001) citam o monitoramento de problemas pulmonares, o monitoramento não invasivo das funções do coração e do fluxo sanguíneo, o monitoramento de hemorragia interna e a detecção do câncer de mama.

Comercialmente, o primeiro equipamento utilizando a técnica de impedância elétrica disponibilizado para o uso em ambiente clínico foi o *PulmoVista 500*, produzido pela empresa

Dräger®. Este tomógrafo permite a visualização da distribuição da ventilação pulmonar. Com ele podem ser obtidas informações contínuas sobre a distribuição regional da ventilação exibidas como imagens, formas de onda e parâmetros. Ele também permite a exibição de tendências da distribuição regional da ventilação e as tendências das mudanças no volume pulmonar ao final da expiração.

Além do fato de não ser invasiva, a TIE tem como sua principal vantagem não necessitar de nenhum tipo de radiação ionizante. Diferentemente das técnicas que utilizam raios-X, onde o uso repetido pode causar danos à saúde do paciente, a TIE pode ser utilizada continuamente sem nenhum tipo de restrição. Outro motivo que torna a TIE uma importante ferramenta de diagnóstico de imagem é a sua portabilidade. Construído em tamanho pequeno, o equipamento de TIE pode ser facilmente transportado ou até mesmo instalado junto ao leito médico.

Por se tratar de uma tecnologia recente a TIE é um importante objeto de estudo, pois necessita ser aperfeiçoada a fim de atingir a qualidade necessária para tornar sua utilização abrangente e confiável. Segundo Adler et al. (2015), a TIE apresenta dificuldades decorrentes de sua baixa sensibilidade aos fenômenos de interesse, geralmente a condutividade (ou resistividade), e a sua alta sensibilidade aos efeitos associados ao hardware do sistema que não são de interesse. Adler et al. (2015) também relatam que ainda existem desafios na TIE associados à matemática de reconstrução (algoritmos), ao cálculo da resistividade para a geração imagem e as características não lineares dos tecidos.

Com relação a reconstrução de imagem através da impedância elétrica, Bera; Nagaraju (2011a) salientam que o uso do objeto simulador é fundamental para avaliar e calibrar um Sistema TIE, sendo importante para que a análise do sistema seja eficiente, confiável e segura antes da utilização em pacientes.

Para a realização de estudos, Bera; Nagaraju (2011b) desenvolveram um Sistema TIE com dezesseis eletrodos fixados em um objeto simulador circular. Nesta pesquisa, a multiplexação da injeção de corrente é executada de forma automática utilizando lógica digital. O sistema funciona juntamente com um sistema de aquisição *Universal Serial Bus* (USB) e o software de desenvolvimento integrado LabVIEW. Para a reconstrução de imagens é utilizado o pacote de software *Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction* (EIDORS). Entretanto, o sistema de aquisição e processamentos relacionado a esse processo de imagem não é otimizado. Isso ocorre devido a dissociação entre a aquisição dos sinais elétricos e a fase de processamento e reconstrução da imagem.

Este trabalho está organizado da seguinte forma: no Capítulo 2, são descritos seus objetivos e a sua finalidade. No Capítulo 3, é apresentada a fundamentação teórica utilizada no desenvolvimento do trabalho. Os materiais e métodos para a execução do Sistema TIE proposto são apresentados no Capítulo 4. No Capítulo 5, são exibidos os resultados obtidos através das simulações e testes. No Capítulo 6, têm-se a discussão dos resultados. Por fim, no Capítulo 7 são elucidadas as conclusões.

## 2. OBJETIVOS E FINALIDADE

### 2.1. Objetivo geral

Este trabalho tem como objetivo geral a construção de um protótipo de um tomógrafo por impedância elétrica com habilidade para integrar as etapas de aquisição de sinais, processamento de dados e reconstrução da imagem.

### 2.2. Objetivos específicos

Os objetivos específicos estabelecidos neste trabalho são os seguintes:

- 1) modelar um Sistema TIE considerando a utilização do dispositivo de aquisição NI PXIe-6363, juntamente com uma controladora embarcada de alto desempenho NI PXIe-8135;
- 2) projetar uma fonte de corrente, com base na topologia *Howland*;
- 3) projetar um circuito demultiplexador (DEMUX) de dezesseis canais;
- 4) construir um objeto simulador circular contendo 16 eletrodos igualmente espaçados em sua parede externa, fios de ligação e conexões elétricas;
- 5) elaborar um algoritmo de aquisição para obter os sinais elétricos do objeto simulador;
- 6) elaborar um algoritmo de tratamento de sinal para o ajuste de curvas dos sinais coletados;
- 7) elaborar um algoritmo para reconstrução da imagem utilizando o software EIDORS;
- 8) elaborar um algoritmo para o gerenciamento do Sistema TIE;
- 9) avaliar o desempenho do protótipo.

### 2.3. Finalidade

Este trabalho tem como finalidade disponibilizar um sistema tomográfico com base na TIE para o desenvolvimento de pesquisa em física aplicada. Isso inclui a obtenção de imagens relacionadas à biologia, medicina, engenharia e outras áreas cujo interesse envolva a imagem de pequenos corpos.

### 3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

De uma forma geral, o funcionamento de um Sistema TIE consiste na aplicação de um estímulo de entrada e na leitura da resposta de saída. A Figura 3.1 ilustra um Sistema TIE básico, onde o processador faz o controle geral do sistema. O estímulo, representado pela seta azul para esquerda, pode ser um potencial de tensão ou uma corrente elétrica e a resposta, representada pela seta azul para direita, varia de acordo com a aplicação de entrada. Se aplicada tensão nos eletrodos do objeto simulador, lê-se a corrente e se aplicada corrente, lê-se tensão. Tipicamente, correntes elétricas senoidais de baixa amplitude são injetadas através dos eletrodos e com base nos dados de potencial elétrico coletados no contorno do objeto é estimada a variação de resistividade. A geração de imagens pela TIE é realizada através do cálculo da distribuição de resistividade elétrica no interior do domínio ( $\Omega$ ).

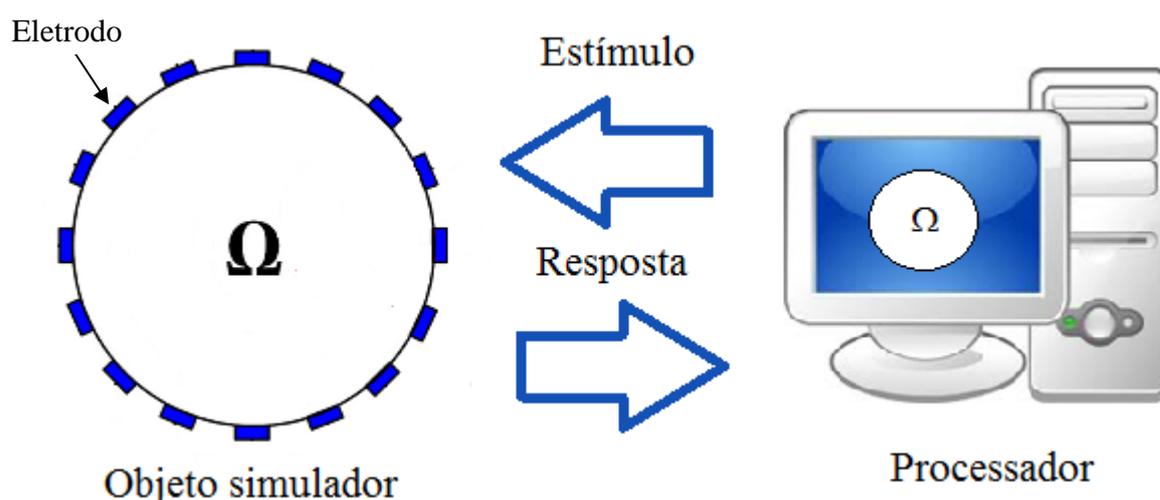


Figura 3.1 – Ilustração de um Sistema TIE básico composto por um processador, um objeto simulador e etapas de estímulo e resposta

Na Figura 3.2 é representando um Sistema TIE aplicado à área médica, onde os eletrodos são posicionados junto ao corpo do paciente. Este sistema é composto por eletrodos, um circuito lógico de multiplexação responsável pelo controle de aplicação de corrente e leitura de tensão, uma fonte de corrente, um dispositivo de aquisição de tensão e um processador responsável pelo processamento de dados e reconstrução de imagem (Bera; Nagaraju, 2009).

Desde a introdução dos primeiros sistemas no início da década de 80, a instrumentação TIE tem acompanhado os avanços em eletrônica analógica e digital. Enquanto instrumentos antigos foram projetados usando principalmente técnicas analógicas, os instrumentos mais recentes estão utilizando

técnicas digitais, fazendo uso de processadores de sinais digitais e de dispositivos lógicos programáveis (Saulnier, 2005).

Matematicamente, o problema de reconstrução de imagem em TIE é classificado como um problema inverso. Problemas inversos são ditos mal postos, ou seja, a solução não satisfaz alguma ou todas as condições de Hadamard (Hadamard, 2014). As condições de Hadamard são:

- a) existência de solução;
- b) unicidade de solução;
- c) estabilidade da solução.

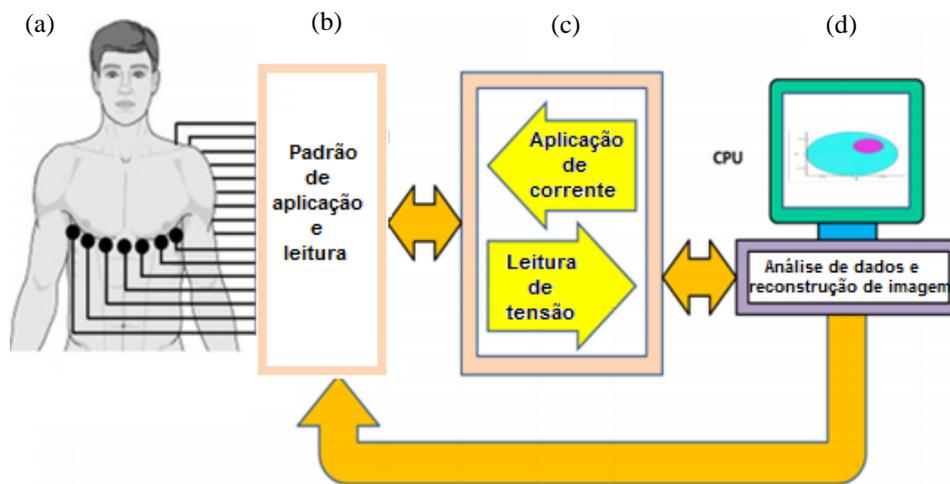


Figura 3.2 - Sistema TIE aplicado à medicina, onde: (a) são os eletrodos junto ao corpo do paciente; (b) é o circuito lógico responsável pelo controle de aplicação de corrente e leitura de tensão; (c) é dispositivo de aplicação de corrente e leitura de tensão; (d) é o processador

Fonte: Adaptado de Bera; Nagaraju (2009).

### 3.1. Modelo matemático da TIE

A reconstrução de imagem TIE é um problema inverso não linear. Onde a distribuição de condutividade elétrica de um domínio fechado ( $\Omega$ ), num volume condutor, é construída a partir dos dados do potencial de tensão do contorno ( $\partial\Omega$ ) gerados a partir da injeção de um sinal de corrente senoidal de módulo constante.

A formulação matemática TIE, corresponde a uma equação diferencial parcial (EDP), sendo que o ponto de partida para essa elaboração são as equações de Maxwell. Assim, para sua modelagem é necessário considerar que a frequência da corrente é baixa (inferior a 1 MHz), que o domínio é um

condutor iônico e que os efeitos de indução eletromagnética podem ser desconsiderados (Rodriguez, 2010).

As equações de Maxwell que caracterizam este problema são descritas por

$$\nabla \cdot E = \frac{\hat{\rho}}{\varepsilon} \quad (3.1)$$

$$\nabla E = 0, \quad (3.2)$$

onde  $E$  é o campo elétrico [N/C],  $\hat{\rho}$  a densidade de carga [C/m<sup>3</sup>] e  $\varepsilon$  a permissividade do meio [F/m].

O campo elétrico é dado por

$$E = -\nabla\phi, \quad (3.3)$$

onde  $\phi$  é o potencial elétrico [J/C].

A densidade de corrente em função do campo elétrico é expressa por

$$J = \sigma E, \quad (3.4)$$

onde  $J$  é a densidade de corrente [A/m<sup>2</sup>] e  $\sigma$  é a condutividade do meio [S/m].

Substituindo a Eq. (3.3) na Eq. (3.4), resulta a Eq. (3.5), que de acordo com Lionheart et al. (2005) é uma versão contínua da Lei de Ohm.

$$J = -\sigma\nabla\phi \quad (3.5)$$

Considerando que inexistem fontes internas de corrente elétrica, pode-se afirmar que na fronteira do domínio ( $\partial\Omega$ ), o divergente da densidade de corrente é nulo, conforme descrito pela Eq. (3.6).

$$\nabla \cdot J = 0 \quad (3.6)$$

Desta forma, a equação principal do problema TIE é dada por

$$\nabla \cdot (\sigma\nabla\phi) = 0 \quad \in \quad \Omega, \quad (3.7)$$

onde  $\phi$  é o vetor de potencial elétrico [J/C] e  $\sigma$  o vetor de condutividade elétrica [S/m].

A Figura 3.3 ilustra o domínio da Eq. (3.7), caso bidimensional, que governa o potencial elétrico  $\phi(x,y)$  em seu interior, sendo que  $\sigma(x,y)$  é a condutividade elétrica nos pontos internos do domínio.

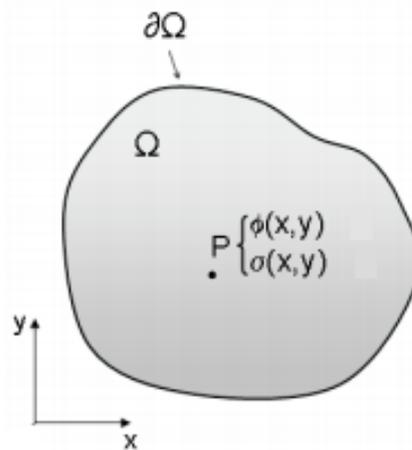


Figura 3.3 – Domínio bidimensional da equação do problema TIE

Fonte: Adaptado de Menin (2009).

A partir da Figura 3.3, verifica-se que a condutividade depende das coordenadas  $(x, y)$ , ou seja, ela pode ser diferente, de acordo com a posição do interior do domínio. Característica que está presente nos tecidos biológicos. Para limitar o número de soluções que satisfazem a Eq. (3.7), decorrente das infinitas distribuições de condutividade ( $\sigma$ ) e potencial elétrico ( $\phi$ ), devem ser aplicadas condições de contorno. Na TIE, essas condições correspondem às medidas de corrente e potenciais elétricos obtidos a partir de eletrodos posicionados ao longo do contorno ( $\partial\Omega$ ) do domínio (Menin, 2009).

### 3.2. Sistema TIE

Um Sistema TIE básico é formado por um processador, um objeto simulador e etapas de estímulo e resposta. A etapa de estímulo é composta basicamente por um gerador de sinal, uma fonte de corrente e um circuito de chaveamento. A resposta é obtida através da aquisição de tensão feita com medições nos eletrodos do objeto simulador. E, com o processamento computacional, os sinais de tensão adquiridos são manipulados para que o algoritmo de reconstrução seja capaz de gerar a imagem desejada.

### 3.2.1. Gerador de sinal

O gerador de sinal entrega à fonte de corrente uma tensão senoidal de amplitude e frequência variável. Através do ajuste da tensão e da frequência de saída do circuito gerador de sinal é definida a amplitude de corrente e a frequência aplicadas aos eletrodos do objeto simulador. O ajuste de frequência e da amplitude de tensão pode variar de acordo com o circuito fonte de corrente utilizado (Bera; Nagaraju, 2009).

### 3.2.2. Fonte de corrente

As fontes de corrente ou conversores tensão-corrente como também são chamados, fornecem em sua saída uma corrente constante que independe da resistência da carga. Em sistemas TIE, a fonte de corrente é utilizada para fornecer uma corrente senoidal de amplitude constante ao objeto simulador. Esse controle de aplicação de corrente através da amplitude torna o sistema mais confiável, uma vez que em fontes de tensão não há o controle da corrente aplicada na carga. Tucker et al. (2013) ressaltam que em aplicações de sistemas TIE são utilizadas variadas topologias de fonte de corrente, sendo que a mais utilizada é a fonte baseada na topologia *Howland*, devido a sua estabilidade e simplicidade. Sua elaboração pode ser realizada com um único amplificador operacional (OP) e um pequeno número de resistores (Texas Instruments, 2008). Bertemes-Filho et al. (2000) apresentam um estudo detalhado do desempenho da fonte de corrente para Sistemas TIE, comparando o circuito *Howland* modificado com o circuito *Howland* bipolar. A fonte de corrente do tipo *Howland* tem sido bastante utilizada em sistemas TIE e geralmente a amplitude de corrente ajustada para sua saída é de 1 mA com frequências variando entre 1 KHz e 100 MHz (Soulsby et al., 2004; Stiz et al., 2009; Chitturi et al., 2014; Aristovich et al., 2015).

Na Figura 3.4 é apresentado o circuito esquemático da fonte *Howland* modificada. Este circuito é composto por um OP, 5 resistores ( $R_1, R_2, R_3, R_a, R_a$ ), por um resistor RL que representa a carga e pela fonte de tensão alternada  $V_{in}$ . Para o equacionamento deste circuito é adotado  $I_1$  como a corrente sobre o resistor  $R_1$ ,  $I_2$  como corrente sobre o resistor  $R_2$ ,  $I_{out}$  a corrente de saída sobre a carga,  $V_a$  a tensão na entrada inversora do amplificador,  $V_b$  a tensão sobre a entrada não inversora e  $V_x$  a tensão na saída.

Primeiramente, considerando que  $RL = 0$ , a corrente  $I_1$  é calculada por

$$I_1 = \frac{V_{in}}{R_1 + R_2}, \quad (3.8)$$

onde  $I$  é a corrente [A],  $V$  a tensão [V] e  $R$  a resistência [ $\Omega$ ].

Considerando o OP como ideal, a tensão  $V_b$  é igual à tensão  $V_a$  e a corrente  $I_1$  é igual a corrente  $I_2$ . Desta forma, tem-se a seguinte relação de igualdade

$$V_a = V_b = I_1 R_2. \quad (3.9)$$

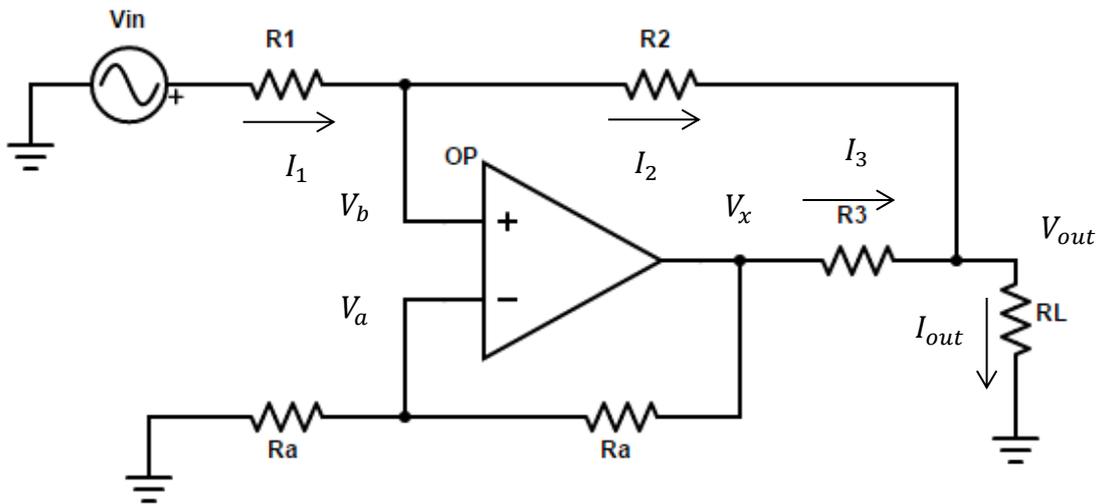


Figura 3.4 - Circuito fonte de corrente *Howland* modificado, onde:  $V_{in}$  é a fonte de tensão alternada; OP é o amplificador operacional;  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$  e  $R_a$  são os resistores;  $R_L$  é o resistor que representa a carga

Fonte: (Texas Instruments, 2008).

Aplicando-se o método do divisor de tensão nos resistores  $R_a$  ligados a entrada inversora, a tensão em  $V_x$  é dada por

$$V_x = 2V_a. \quad (3.10)$$

A corrente  $I_3$  que circula através do resistor  $R_3$  é obtida pela equação Eq. (4.4).

$$I_3 = \frac{V_x}{R_3} \quad (3.11)$$

De acordo com a 1ª Lei de Kirchhoff, a corrente  $I_{out}$  sobre o resistor  $R_L$  é a soma das correntes  $I_1$  e  $I_3$ , Eq. (3.12).

$$I_{out} = I_1 + I_3 \quad (3.12)$$

Substituindo a Eq. (3.8) e a Eq. (3.11) na Eq. (3.12), a corrente  $I_{out}$  fica na forma

$$I_{out} = \frac{V_{in}}{R_1 + R_2} + \frac{V_x}{R_3}. \quad (3.13)$$

Fazendo a substituição de Eq. (3.8), Eq. (3.9), Eq. (3.10) na Eq. (3.13) resulta em

$$I_{out} = \frac{V_{in}}{R_1 + R_2} + 2R_2 \frac{V_{in}}{(R_1 + R_2)R_3}. \quad (3.14)$$

Por fim, rearranjando os termos, obtém-se a equação geral da corrente de saída da fonte *Howland* modificada, descrita por

$$I_{out} = \frac{V_{in}}{R_1 + R_2} \left( 1 + 2 \frac{R_2}{R_3} \right). \quad (3.15)$$

A equação geral, Eq. (3.15), pode ser minimizada, adotando-se a seguinte relação entre os resistores  $R_1$ ,  $R_2$  e  $R_3$ .

$$R_1 = R_2 + R_3 \quad (3.16)$$

Assim, substituindo a Eq. (3.16) na Eq. (3.15), tem-se

$$I_{out} = \frac{R_1 V_{in} - R_2 V_{in} + 2R_2 V_{in}}{(R_1 + R_2)R_3}. \quad (3.17)$$

Por fim, isolando o termo  $V_{in}$  e simplificando a Eq. (3.17), a equação da corrente de saída na forma minimizada se resume pela Eq. (3.18).

$$I_{out} = \frac{V_{in}}{R_3} \quad (3.18)$$

Verifica-se a partir da Eq. (3.18) a principal característica da fonte de corrente, a independência da corrente com relação à resistência da carga. Por essa particularidade, a amplitude da corrente de saída permanece constante. Também, percebe-se que a amplitude da corrente  $I_{out}$  é diretamente proporcional à tensão de entrada  $V_{in}$ . Por essa propriedade, a fonte de corrente *Howland* é considerada um conversor de tensão em corrente, onde a corrente é controlada pela tensão.

### 3.2.3. Circuito de chaveamento

A etapa de chaveamento tem a função de selecionar a corrente elétrica proveniente do circuito fonte de corrente para que a sua aplicação seja fornecida de forma sequencial em todos os pares de eletrodos do objeto simulador, funcionando como sequenciador de operações. Em Sistemas TIE que

não possuem sistema de aquisição de tensão simultânea é necessária outra etapa de chaveamento, onde é selecionado o par de eletrodos para a leitura da tensão (Bera; Nagaraju, 2011b).

Para que o chaveamento de corrente ocorra de forma automática e de acordo com o método de aplicação é necessário um circuito lógico chamado DEMUX. O DEMUX é um circuito combinacional que tem a função de selecionar, através das entradas de seleção ( $A_1, A_2, A_3, \dots, A_m$ ), um canal de saída ( $S_1, S_2, S_3, \dots, S_n$ ) para que o sinal de entrada seja transferido, conforme ilustra a Fig. 3.5 (Tocci et al., 2003).

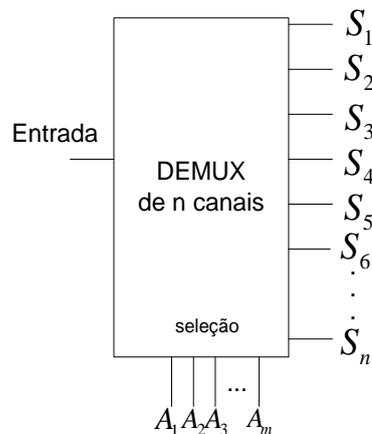


Figura 3.5 – DEMUX de  $n$  canais composto por um canal de entrada,  $n$  canais de saída e  $m$  entradas de seleção

Através da entrada de seleção digital é selecionado o canal de saída que receberá o sinal aplicado à entrada. Seu funcionamento é semelhante a uma chave seletora controlada de forma digital, Fig. 3.6.

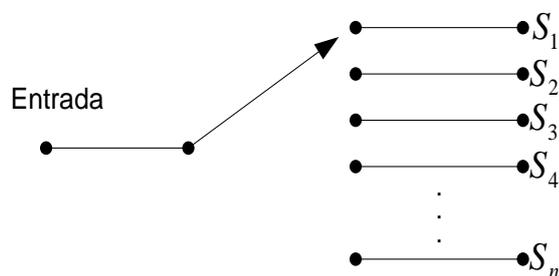


Figura 3.6 – Representação do chaveamento de um DEMUX de  $n$  canais de saída, onde a entrada pode ser direcionada para um dos  $n$  canais de saída

O número de canais de saída ( $n$ ) do DEMUX está relacionado com o número de variáveis da entrada de seleção ( $m$ ), para seu cálculo utiliza-se a Eq. (3.19),

$$n = 2^m, \quad (3.19)$$

onde  $n$  é o número de canais de saída e  $m$  o número de entradas de seleção. O DEMUX pode ser modelado eletricamente, conforme o diagrama esquemático da Fig. 3.7. Neste circuito equivalente, o capacitor  $C_{in}$  representa capacitância de entrada, o  $C_{out}$  a capacitância de saída, o  $C_{ios}$  a capacitância de acoplamento e o resistor  $R_{on}$  a resistência série. Os valores dessas variáveis são obtidos a partir de informações fornecidas pelo fabricante do circuito integrado (CI) DEMUX utilizado.

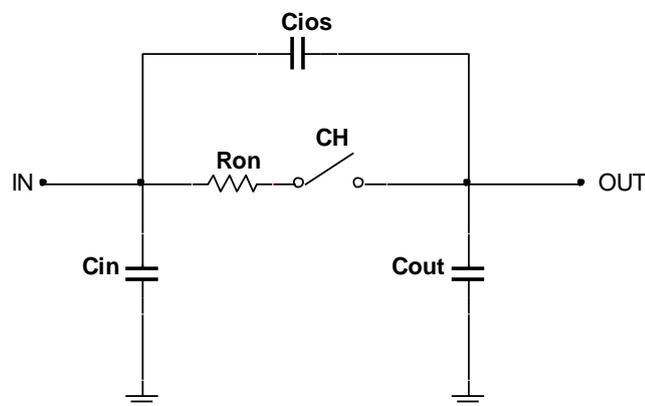


Figura 3.7 - Modelo elétrico de um canal DEMUX, onde:  $C_{in}$  representa capacitância de entrada;  $C_{out}$  representa a capacitância de saída;  $C_{ios}$  representa a capacitância de acoplamento;  $R_{on}$  representa a resistência série

### 3.2.4. Objeto simulador

O objeto simulador é um modelo físico utilizado para reproduzir características desejadas para as simulações das pesquisas relacionadas aos sistemas TIE. Geralmente, o objeto simulador consiste num recipiente cilíndrico preenchido com uma solução salina, a fim de tornar o domínio condutivo eletricamente. Em seu contorno, a interface é feita através de eletrodos metálicos igualmente espaçados (Saulnier et al., 2001; Bera; Nagaraju, 2009; Huang et al., 2016).

### 3.2.5. Processamento do sinal

O processamento de sinais descrito no diagrama da Fig. 3.8, consiste no processo de coleta dos sinais de tensão através dos eletrodos do objeto simulador. Neste processo é obtida tensão de pico de cada de cada par de eletrodos, visando a mínima influência de ruídos indesejáveis.

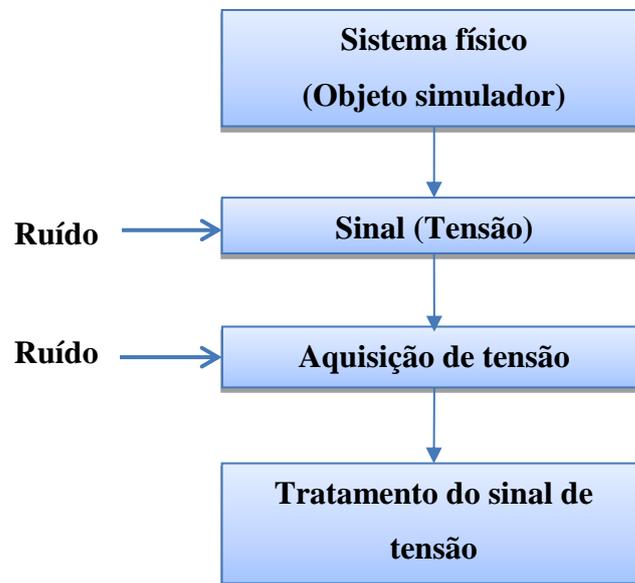


Figura 3.8 – Diagrama da etapa de processamento de sinais

### ***Aquisição de tensão***

Na aquisição de tensão são coletados os dados de tensão para cada aplicação de corrente, respeitando o protocolo de injeção de corrente utilizado. Alguns sistemas TIE fazem a medição de tensão diferencial em um par de eletrodos, sendo que outros fazem a medição de tensão de um eletrodo com referência ao terra. A medição de tensão na forma diferencial é utilizada extensivamente e sua principal vantagem é que a tensão entre um par de eletrodos pode ser significativamente menor do que a tensão entre cada eletrodo individual e o referencial de terra, reduzindo a faixa de tensão de trabalho e por consequência os requisitos do conversor analógico/digital (ADC) (Saulnier, 2005).

A forma mais utilizada de se obter os dados de tensão é através do ADC. Sua função é transformar um sinal contínuo no tempo em um sinal amostrado quantizado, discreto no tempo. O intervalo de tempo entre amostras, chama-se tempo de amostragem e o seu inverso é a frequência de amostragem, relação descrita pela Eq. (3.20)

$$f_s = \frac{1}{T_s}, \quad (3.20)$$

onde  $f_s$  é a frequência de amostragem [Hz] e  $T_s$  é o período de amostragem [s].

Um sinal de tempo contínuo pode ser representado por valores uniformemente espaçados no tempo. Essa característica tem como base o teorema da amostragem, que tem um papel importante como elo entre sinais de tempo contínuo e sinais de tempo discreto (Willsky; Oppenheim, 2010).

O teorema da amostragem ou teorema de *Nyquist* como também é conhecido, diz que para reconstruir um sinal original, a frequência de amostragem deve ser maior que o dobro da maior frequência contida no sinal a ser amostrado. Assim, o sinal pode ser reproduzido integralmente sem erro de *aliasing*. Na Figura 3.9 um sinal senoidal com frequência igual a 5 kHz é amostrado a uma frequência de 50 kHz, respeitando-se o teorema de *Nyquist*. Percebe-se que o sinal pode ser reconstruído a partir do sinal discreto sem erros, devido a escolha correta da taxa de amostragem.

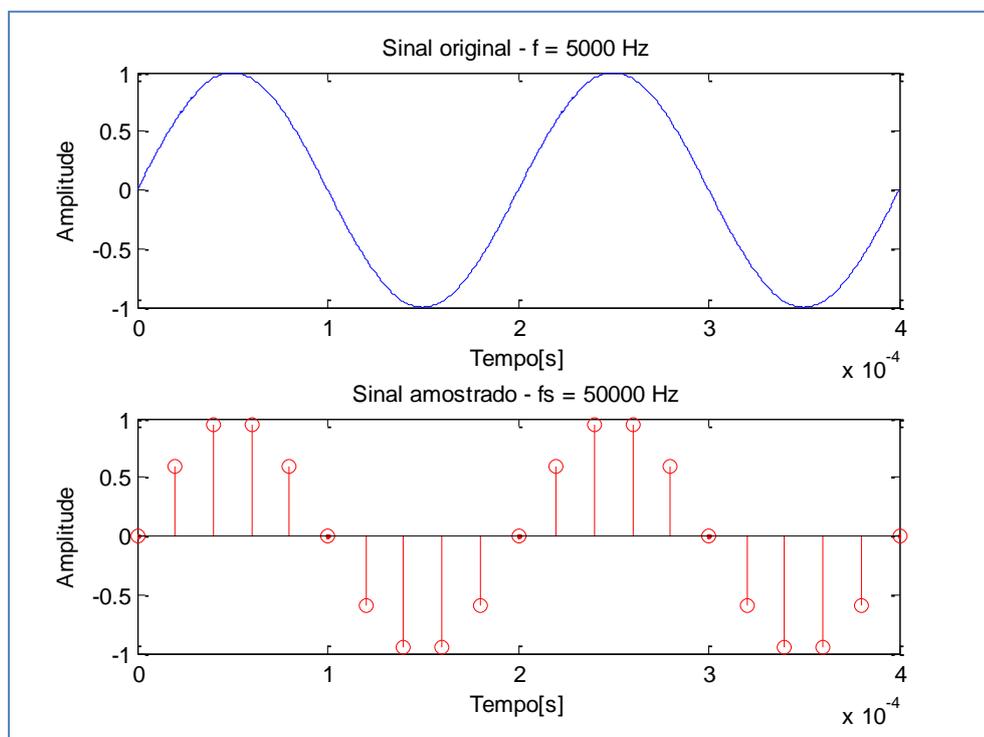


Figura 3.9 - Representação de sinal contínuo no tempo de 5 kHz e um sinal discreto no tempo, obtido com uma amostragem de 50 kHz

O erro de *aliasing* ocorre quando não é seguido o teorema de *Nyquist*. Esse erro faz com que o sinal reconstruído seja diferente do original. Na Figura 3.10, um sinal senoidal de 5 kHz é amostrado com a frequência de 4 kHz, assim, por não seguir o teorema de *Nyquist* o sinal é reconstruído de forma incorreta, gerando o erro de *aliasing*, onde o sinal reconstruído possui uma frequência de 1 kHz, inferior a frequência do sinal original.

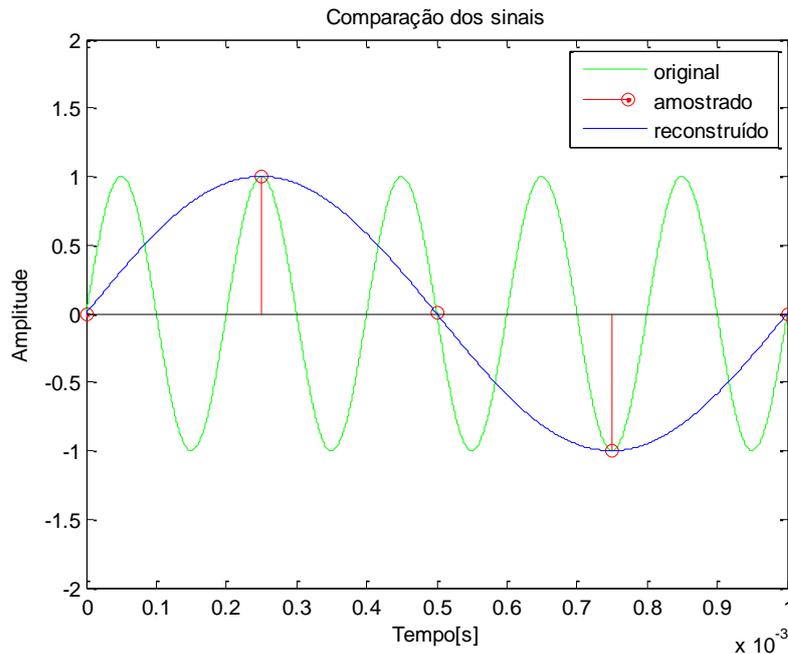


Figura 3.10 - Representação de um processo de reconstrução de sinal com erro de *aliasing*, onde: em verde é representado o sinal original com frequência de 5 kHz; em vermelho são representadas as amostras utilizadas na reconstrução do sinal; em azul é representado o sinal reconstruído

### **Tratamento de sinal**

Nesta etapa, faz-se o tratamento do sinal discreto no tempo adquirido pelo sistema de aquisição. Esse processamento consiste em reconstruir o sinal original eliminando perturbações indesejáveis (ruídos). Nos sistemas TIE os potenciais de tensão medidos nos eletrodos devem ter mínima presença de ruído, a fim de se obter o valor amplitude de tensão com exatidão.

Durante o processo de coleta de dados, os sinais estão expostos a ruídos indesejáveis em todo o processo, conforme ilustra a Fig. 3.8. Esses ruídos são causados por diferentes fontes, por exemplo, ruídos de 60 Hz da rede elétrica, de alta frequência de fontes chaveadas, de outros equipamentos próximos, de redes sem fio e ruídos gerados pelo próprio dispositivo. O ruído sobre o sinal é quantificado através de sua potência, geralmente em dB (decibel), sendo definido como a razão entre a potência do sinal e a potência do ruído sobreposto a ele, chamado de relação sinal ruído (SNR), Eq. (3.21).

$$SNR = \frac{P_{sinal}}{P_{ruído}}, \quad (3.21)$$

onde  $P$  é a potência [dB].

Uma forma de representar essas perturbações é através do ruído branco gaussiano (Braga, 2015). O ruído branco gaussiano é um sinal aleatório com componentes em todas as frequências, possui média nula e apresenta uma distribuição gaussiana (Haykin; Moher, 2009).

A Figura 3.11 mostra uma comparação entre um sinal senoidal de 5 kHz e o mesmo sinal com a adição de um ruído branco gaussiano com SNR igual a 10 dB, simulando uma situação real de coleta de dados, onde os sinais estão sujeitos a ruído.

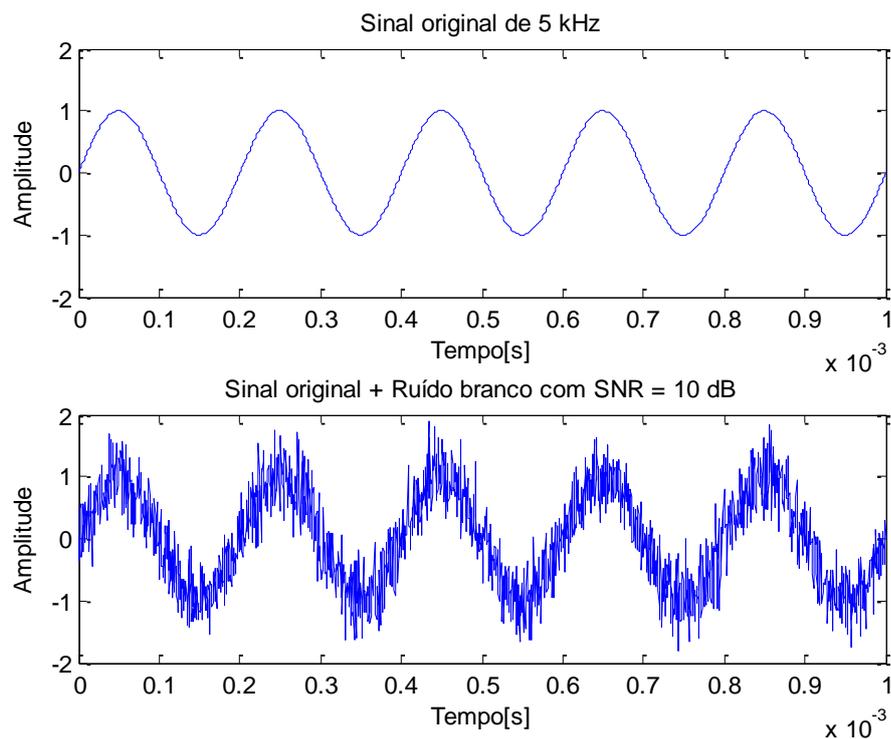


Figura 3.11 – Gráfico de sinais senoidais, onde: na parte superior é apresentado um sinal de 5 kHz; na parte inferior é apresentado um sinal de 5 kHz com a adição de um ruído com SNR igual a 10 dB

O sinal com ruído pode interferir na amostragem, fazendo com que durante a coleta ocorram medições incorretas. Um método muito utilizado para tratamento de dados experimentais sujeitos a erros é o método dos mínimos quadrados (MMQ). Este método consiste em ajustar um determinado conjunto de dados experimentais a uma função previamente estabelecida, por exemplo, uma senóide (Helene, 2006).

A função senoidal na forma

$$s(t) = A_0 + C_1 \text{sen}(w_0 t), \quad (3.22)$$

pode ser representada de forma alternativa como um modelo linear geral, conforme Eq. (3.23) (Chapra; Canale, 2009).

$$s(t) = A_0 + A_1 \cos(w_0 t) + A_2 \sin(w_0 t) \quad (3.23)$$

Sendo

$$A_1 = C_1 \cos(\theta), \quad (3.24)$$

$$A_2 = -C_1 \sin(\theta), \quad (3.25)$$

$$\theta = \arctg\left(-\frac{A_2}{A_1}\right), \quad (3.26)$$

$$C_1 = \sqrt{A_1^2 + A_2^2}, \quad (3.27)$$

onde  $A$  e  $C$  são as amplitudes,  $t$  é o instante de tempo [s] e  $w_0$  a frequência angular [rad/s].

A Eq. (3.23) pode ser usada como base para o ajuste por mínimos quadrados de uma curva senoidal, sendo considerada como um modelo linear de mínimos quadrados,

$$y = a_0 z_0 + a_1 z_1 + a_2 z_2 + \dots + a_m z_m, \quad (3.28)$$

onde  $m = 2$ ,  $z_0 = 1$ ,  $z_1 = \cos(w_0 t)$  e  $z_2 = \sin(w_0 t)$ .

O objetivo deste método é encontrar coeficientes a fim de minimizar a soma dos quadrados dos resíduos resultantes da diferença entre o valor medido e o valor calculado com o modelo linear, Eq. (3.29).

$$S_r = \sum_{i=1}^N [y_i - A_0 - A_1 \cos(w_0 t_i) - A_2 \sin(w_0 t_i)]^2 \quad (3.29)$$

Os melhores valores dos coeficientes são obtidos através da diferenciação da Eq. (3.29) com cada coeficiente desconhecido.

$$\frac{\partial S_r}{\partial A_0} = -2 \sum [y_i - A_0 - A_1 \cos(w_0 t_i) - A_2 \sin(w_0 t_i)] \quad (3.30)$$

$$\frac{\partial S_r}{\partial A_1} = -2 \sum \cos(w_0 t_i) [y_i - A_0 - A_1 \cos(w_0 t_i) - A_2 \sin(w_0 t_i)] \quad (3.31)$$

$$\frac{\partial S_r}{\partial A_2} = -2 \sum \text{sen}(w_0 t_i) [y_i - A_0 - A_1 \cos(w_0 t_i) - A_2 \text{sen}(w_0 t_i)] \quad (3.32)$$

Os coeficientes que minimizam a soma dos quadrados dos resíduos são obtidos igualando as derivadas parciais à zero, resultando na matriz da Eq. (3.33).

$$\begin{bmatrix} N & \sum \cos(w_0 t) & \sum \text{sen}(w_0 t) \\ \sum \cos(w_0 t) & \sum \cos^2(w_0 t) & \sum \cos(w_0 t) \text{sen}(w_0 t) \\ \sum \text{sen}(w_0 t) & \sum \cos(w_0 t) \text{sen}(w_0 t) & \sum \text{sen}^2(w_0 t) \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} A_0 \\ A_1 \\ A_2 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \sum y \\ \sum y \cos(w_0 t) \\ \sum y \text{sen}(w_0 t) \end{Bmatrix} \quad (3.33)$$

Para o caso especial onde exista N medições igualmente espaçadas em intervalos  $\Delta t$  e com intervalo total de  $T = (N - 1)\Delta t$  a Eq. (3.33) pode ser simplificada como

$$\begin{bmatrix} N & 0 & 0 \\ 0 & \frac{N}{2} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{N}{2} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} A_0 \\ A_1 \\ A_2 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \sum y \\ \sum y \cos(w_0 t) \\ \sum y \text{sen}(w_0 t) \end{Bmatrix}. \quad (3.34)$$

Logo, os coeficientes podem ser calculados por

$$A_0 = \frac{\sum y}{N}, \quad (3.35)$$

$$A_1 = \frac{2}{N} \sum y \cos(w_0 t), \quad (3.36)$$

$$A_2 = \frac{2}{N} \sum y \text{sen}(w_0 t). \quad (3.37)$$

### 3.2.6. Algoritmo de reconstrução

Uma das partes mais importantes do Sistema TIE é o algoritmo de reconstrução. Nele os dados de tensão obtidos pelo sistema de aquisição através dos eletrodos do objeto simulador são processados para reconstruir as imagens. O algoritmo de reconstrução de imagem TIE tem geralmente duas partes principais:

- a) solução do problema inverso (PI);
- b) solução do problema direto (PD).

No problema direto são conhecidas as características físicas do sistema, sendo que para uma excitação qualquer no sistema, pretende-se determinar seus efeitos. No problema inverso o objetivo é determinar as características físicas do sistema, conhecendo-se a excitação aplicada e o efeito causado. Na TIE, a distribuição de condutividade elétrica ou o seu inverso, a resistividade elétrica é

a característica do sistema a ser conhecida. Essa distribuição é obtida a partir da aplicação do padrão de corrente elétrica e das tensões geradas no contorno do domínio, caracterizando a TIE como um problema inverso. Este processo pode ser observado através do diagrama em blocos da Fig. 3.12, onde a corrente injetada e os potenciais elétricos são os parâmetros conhecidos e a distribuição de resistividade é a característica desconhecida.

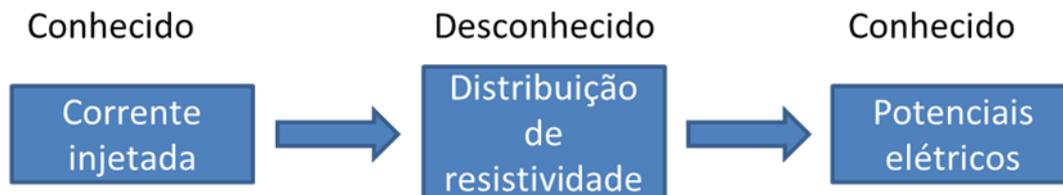


Figura 3.12 – Diagrama em blocos representando o problema inverso TIE

Os algoritmos de reconstrução, utilizados para a resolução do Sistema TIE são desenvolvidos com base na solução de um PI. Em geral, para solucionar o PI, utiliza-se de forma iterativa a solução do PD. A solução PD resolve a equação característica geral do Sistema TIE, ou seja, calcula a distribuição de tensão no interior do domínio e os potenciais de contorno, adotando-se uma distribuição interna de resistividade e um padrão de corrente conhecida. Os dados de tensão de contorno calculados são então comparados com os dados de tensão medidos e, através da solução do PI, a distribuição de resistividade é reconstruída de forma a minimizar a diferença entre a tensão calculada e a medida.

Para a resolução do problema direto são utilizados métodos numéricos de discretização. Por exemplo, o método dos elementos finitos (MEF), o método dos elementos de contorno (MEC) e o método das diferenças finitas (MDF). O MEF é um dos métodos mais utilizados para a solução do problema direto dos sistemas TIE. De acordo com De Souza (2003), o MEF é um método numérico aproximado para análise de fenômenos físicos que ocorrem em meios contínuos, descritos através de equações diferenciais parciais com determinadas condições de contorno.

A ideia principal do MEF consiste na discretização do domínio contínuo em subdomínios geométricos chamados de elementos finitos. Os subdomínios recebem este nome por apresentarem dimensões finitas. Os elementos finitos utilizados na discretização do domínio são conectados entre si, gerando a malha de elementos finitos. A malha de elementos finitos é composta por elementos geométricos e suas conexões, chamadas de pontos nodais. A Figura 3.13 apresenta uma malha de elementos finitos em um domínio circular contendo 576 elementos triangulares, conectados por 313 pontos nodais.

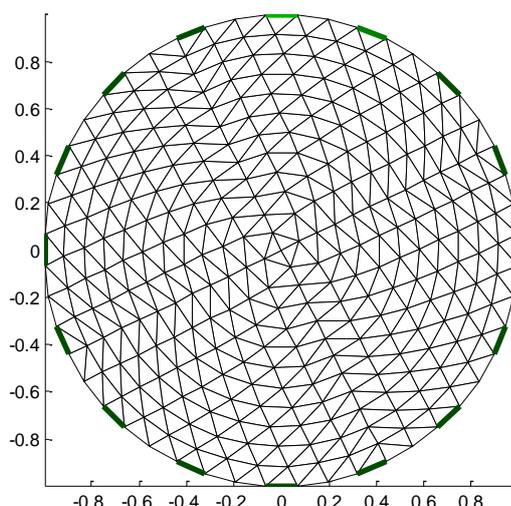


Figura 3.13 – Representação de uma malha de elementos finitos circular com 576 elementos triangulares e 313 nós

Na TIE, o problema inverso é mal posto, ou seja, a presença de ruídos nos dados leva a soluções indesejáveis para o problema. De acordo com De Cezaro (2012), os problemas de instabilidade podem ser controlados por meio de incorporação de informações a priori, através de transformações que estabilizam o problema, ou pelo uso apropriado de métodos numéricos. Essas técnicas são chamadas de métodos de regularização. Em seu trabalho, Rodrigues (2013) traz um estudo dos algoritmos de regularização utilizados para a solução do problema inverso da TIE. Entre eles, destacam-se os métodos de Gauss-Newton regularizado usando a teoria de Tikhonov, *Newton's one step error reconstructor* (NOSER), regularização de Laplace, regularização por hiperparâmetros e a regularização por variação total.

### 3.3. Protocolos de injeção de corrente

Na TIE, uma corrente senoidal constante de baixa frequência é injetada no contorno através de eletrodos chamados eletrodos de corrente e os potenciais de tensão de contorno são medidos nos eletrodos chamados eletrodos de tensão. A forma como aplica-se a corrente nos eletrodos é chamada de padrão ou protocolo de injeção de corrente. Em geral, os potenciais diferenciais são medidos entre os diferentes eletrodos do contorno, excluindo-se os eletrodos de corrente para evitar problemas de impedância de contato. De acordo com Bera; Nagaraju (2012) existem quatro protocolos de injeção de corrente mais utilizados por pesquisadores do tema. São eles: o método adjacente, o método transversal, o método oposto, e o método trigonométrico.

### 3.3.1. Método adjacente

Brown; Seagar (1987) propõem o método adjacente de injeção de corrente. Neste método a corrente é aplicada através de um par de eletrodos adjacentes e o potencial de tensão é medido sucessivamente em todos os outros pares de eletrodos adjacentes, excluindo os pares contendo um ou ambos os eletrodos de corrente. A Figura 3.14 ilustra o método adjacente para um Sistema TIE, composto por 16 eletrodos numerados e igualmente espaçados, num domínio circular condutor ( $\Omega$ ). Os eletrodos de 1 a 16 são denominados consecutivamente de E1 a E16.

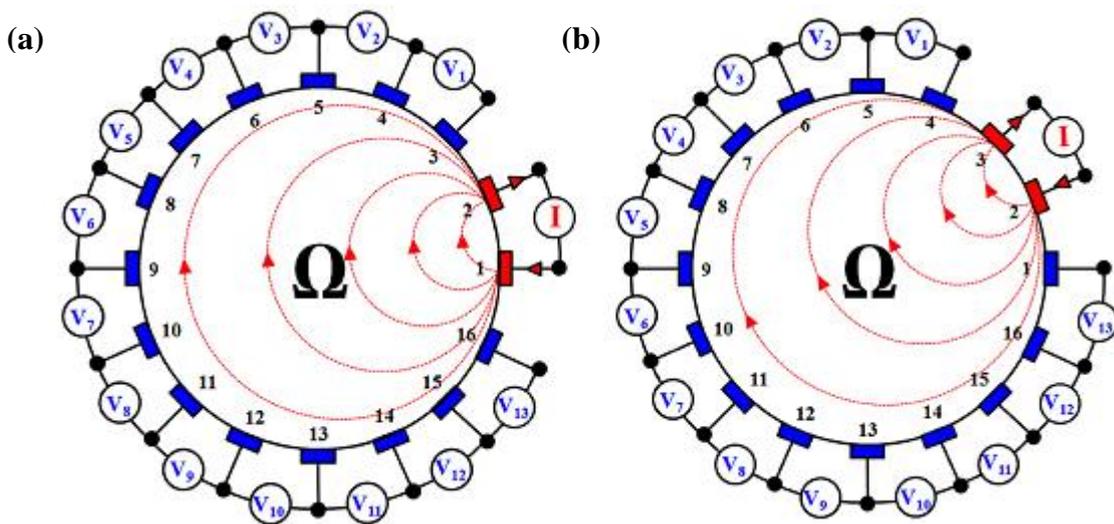


Figura 3.14 - Representação do método adjacente, (a) primeira injeção de corrente e (b) segunda injeção de corrente

Fonte: (Bera; Nagaraju, 2012).

Nesse método, a primeira injeção de corrente é feita através do eletrodo (E1) e o eletrodo (E2). Os potenciais diferenciais de tensão ( $V_1, V_2, V_3, \dots, V_{13}$ ) são medidos nos 13 pares de eletrodos adjacentes (E3-E4, E4-E5, E5-E6, ..., E15-E16), conforme Fig. 3.14 (a). Dessa forma, a primeira injeção de corrente produz 13 dados de potencial de tensão. Os 13 dados obtidos neste processo são assumidos para representar a impedância entre as linhas equipotenciais que intersectam os eletrodos de medição correspondentes (Webster, 1990).

A segunda injeção de corrente é feita através dos eletrodos E2 e E3, conforme ilustra a Fig. 3.14 (b), gerando outro conjunto de 13 medições obtidos através dos eletrodos de tensão (E4-E5, E5-E6, E6-E7, ..., E16-E1). E assim sistematicamente são injetadas correntes em todos os pares de eletrodos do Sistema TIE e feita à aquisição de tensão apropriada. Uma característica do método

adjacente é que a densidade de corrente é maior entre os eletrodos de tensão próximos aos eletrodos de corrente, diminuindo rapidamente em função da distância.

Portanto, para um Sistema TIE com 16 eletrodos, no método adjacente são feitas 16 aplicações de corrente, sendo que cada aplicação resulta em 13 dados de potencial de tensão. Assim, as 16 aplicações geram um total de 208 medições de potencial de tensão.

### 3.3.2. Método transversal

No método de injeção de corrente transversal a distribuição de corrente é mais uniforme, isto ocorre devido a corrente ser aplicada entre um par de eletrodos mais distantes. Neste método proposto por Hua et al. (1987) são desenvolvidas duas formas de varredura. Na primeira, adota-se o eletrodo E16 como eletrodo referência de corrente e o eletrodo E1 como referência de tensão, Fig. 3.15. Já na segunda forma, adota-se como referência de corrente o eletrodo E3 e como referência de tensão o eletrodo E2, Fig. 3.16.

Para a primeira aplicação da varredura inicial são selecionados os eletrodos E2 e E16 como eletrodos de corrente e os restantes como eletrodos de tensão, sendo o eletrodo E1 adotado como referência de tensão, conforme ilustra Fig. 3.15 (a). A alimentação positiva da fonte de corrente é ligada ao eletrodo de E2 (eletrodo de injeção de corrente positiva). Dessa forma, 13 valores de potenciais diferenciais de tensão ( $V_1, V_2, V_3, \dots, V_{13}$ ) são medidos entre os 13 eletrodos de tensão em relação ao eletrodo referência de tensão (E3-E1, E4-E1, E5-E1, ..., E15-E1).

Após a aquisição dos primeiros valores de tensão, as 13 medições da próxima varredura são obtidas através da aplicação da corrente positiva através do eletrodo E4, mantendo o eletrodo E16 como a referência de corrente, Fig. 3.15 (b).

Assim, os potenciais diferenciais de tensão são medidos entre os 13 eletrodos de tensão em relação ao eletrodo referência de tensão (E2-E1, E3-E1, E5-E1, ..., E15-E1). Repetindo esta metodologia através da ligação da alimentação positiva da fonte de corrente nos eletrodos E6, E8, ..., E14, a primeira varredura resulta num total de 7 aplicações de corrente totalizando 91 aquisições de tensão.

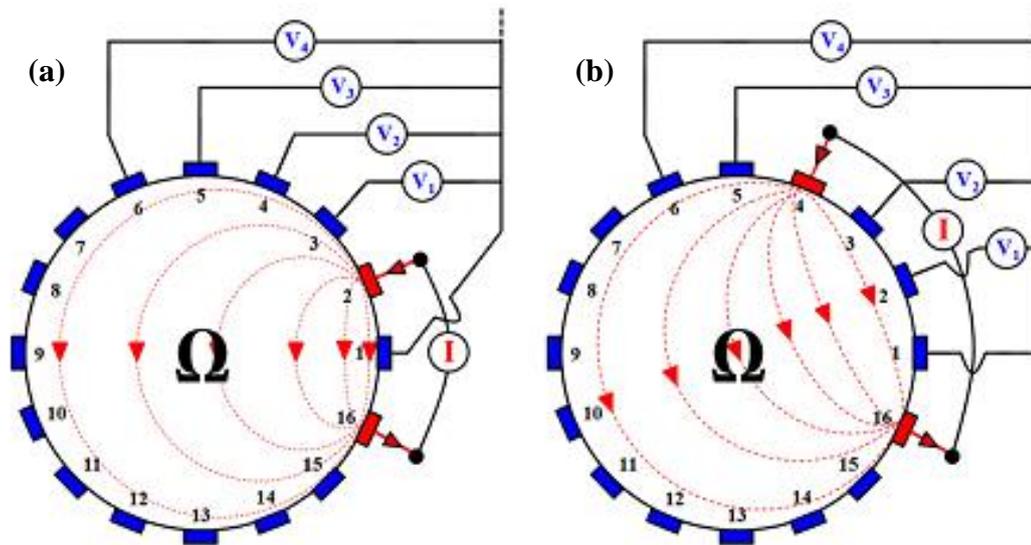


Figura 3.15 - Primeira varredura do método transversal, (a) primeira aplicação de corrente e (b) segunda aplicação de corrente

Fonte: (Bera; Nagaraju, 2012).

Concluída a primeira varredura, inicia-se o segundo processo de aquisições de tensão. Para isto, são adotados os eletrodos E3 como referência de corrente e o eletrodo E2 como referência tensão, Fig. 3.16. Conectando a alimentação positiva da fonte de corrente no eletrodo E5, são gerados 13 valores de tensão obtidos através da medição de tensão entre os eletrodos de tensão e o eletrodo referência de tensão (E4-E2, E6-E2, E7-E1, ..., E1-E2). Logo, as próximas 13 medições de potencial da sequência são obtidas através da aplicação da corrente positiva através do eletrodo E7, mantendo-se o eletrodo E3 como a referência de corrente. Os potenciais diferenciais de tensão são medidos entre os 13 eletrodos de tensão em relação ao eletrodo referência de tensão (E4-E2, E5-E2, E6-E2, E8-E2, ..., E1-E2).

Do mesmo modo que anteriormente, tem-se uma nova varredura com 7 aplicações de corrente através da ligação da alimentação positiva da fonte de corrente, sucessivamente, nos eletrodos E5, E7, E9, E11, ..., E1, totalizando 91 aquisições de tensão.

Portanto, uma varredura completa aplicando-se o método transversal são coletados ao total 182 valores de tensão.

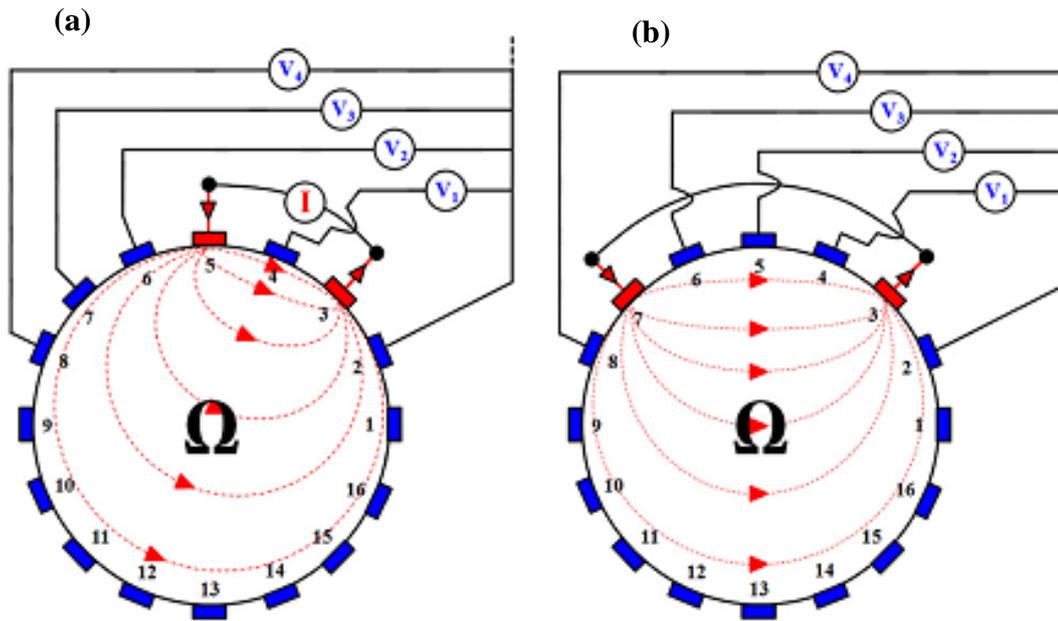


Figura 3.16 - Segunda varredura do método transversal, (a) primeira aplicação de corrente e (b) segunda aplicação de corrente

Fonte: (Bera; Nagaraju, 2012).

### 3.3.3. Método oposto

Outro padrão utilizado para a injeção de corrente é o método oposto, proposto por Hua et al. (1987). Neste padrão, a corrente é aplicada através de dois eletrodos diametralmente opostos e os potenciais de tensão são medidos nos eletrodos de tensão em relação ao eletrodo referência adjacente ao eletrodo de injeção corrente.

Neste método, a primeira injeção de corrente é feita através dos eletrodos de corrente E1 e E9 e os potenciais diferenciais de tensão ( $V_1, V_2, V_3, \dots, V_{13}$ ) são medidos nos 13 eletrodos de tensão adjacentes (E3-E2, E4-E2, E5-E2, ..., E16-E2) em relação ao eletrodo referência E2, conforme mostra a Fig. 3.17. A segunda injeção de corrente é feita através dos eletrodos E2 e E10, gerando outro conjunto de 13 medições obtidos através dos eletrodos de tensão (E4-E3, E5-E3, E6-E3, ..., E1-E3) em relação ao eletrodo de referência E3. Assim, sistematicamente são injetadas correntes em todos os pares de eletrodos diametralmente opostos e feita a aquisição de tensão adequada. Para um Sistema TIE com 16 eletrodos, o método de injeção de corrente oposto resulta em 16 aplicações de corrente, sendo que cada uma produz 13 valores de potencial de tensão. Portanto, no método oposto, uma varredura completa produz 208 medições de tensão.

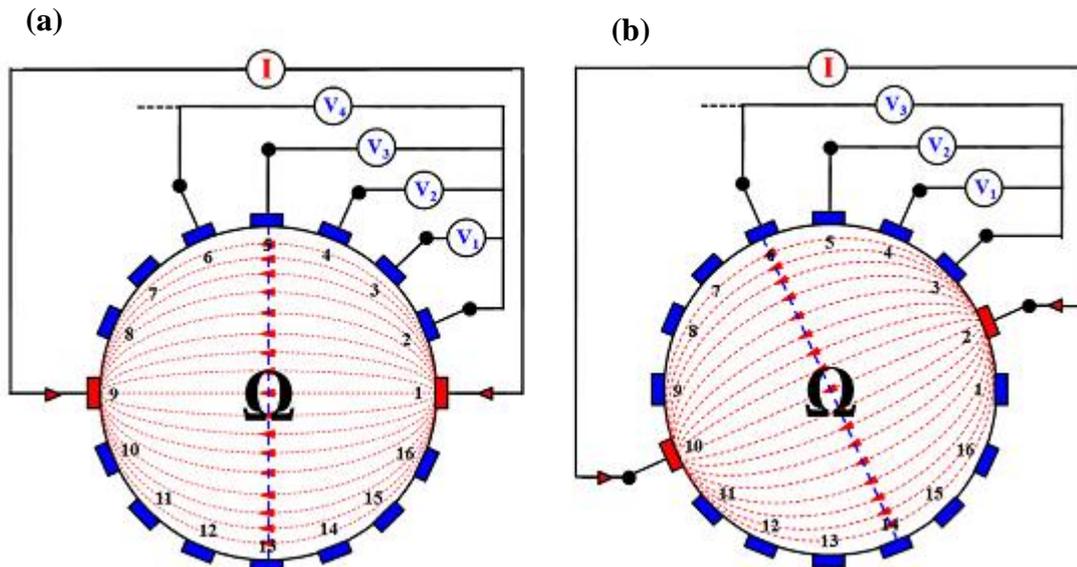


Figura 3.17 - Representação do método oposto, (a) primeira aplicação de corrente e (b) segunda aplicação de corrente

Fonte: (Bera; Nagaraju, 2012).

### 3.3.4. Método trigonométrico

Nos métodos anteriormente mencionados, a corrente é aplicada em um par de eletrodos e as aquisições de tensão diferencial são obtidas entre os diferentes pares de eletrodos, excluindo os eletrodos de corrente. Gisser et al. (1987) apresentaram um padrão de injeção de corrente chamado de método adaptativo ou trigonométrico, onde a corrente é aplicada paralelamente através de todos os eletrodos. Uma característica importante que deve ser observada na aplicação deste método está relacionada ao número de fontes de corrente. Como a corrente é aplicada simultaneamente através de todos os eletrodos são necessárias fontes de corrente independentes, que variam em quantidade de acordo com o número de eletrodos do Sistema TIE. No método trigonométrico, as tensões no contorno são obtidas em relação a um único eletrodo de referência. Logo, para um Sistema TIE de 16 eletrodos, são executadas 15 medições de tensão.

Uma varredura completa aplicando este método é desenvolvida rotacionando-se a aplicação nos eletrodos em um ângulo  $\theta$ , que para um sistema de 16 eletrodos varia em  $22,5^\circ$ , conforme ilustra a Fig. 3.18. Desta forma, são efetuadas ao total 8 passos de aplicações de corrente, produzindo um total de 120 medições de tensão.

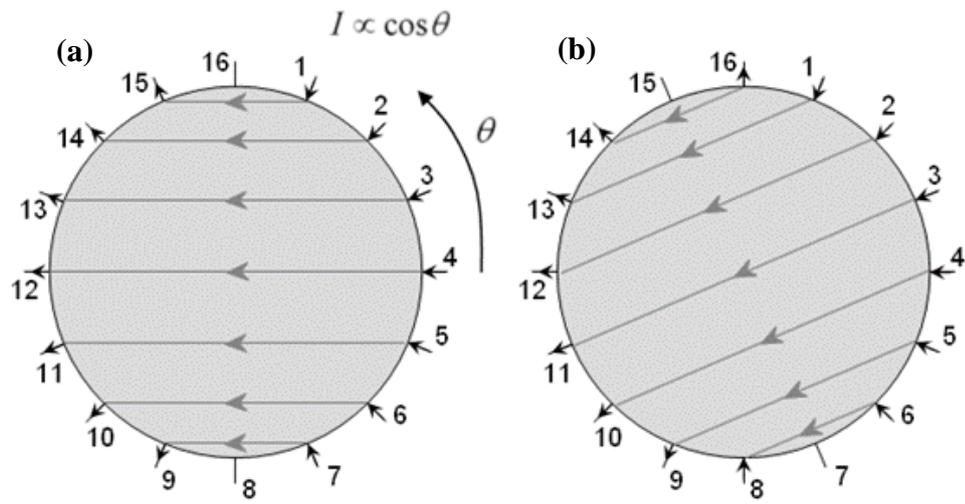


Figura 3.18 - Representação do método trigonométrico, (a) primeiro padrão de aplicação de corrente ( $\theta = 0^\circ$ ) e (b) segundo padrão de aplicação de corrente ( $\theta = 22,5^\circ$ )

Fonte: (Malmivuo; Plonsey, 1995).

## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são apresentados os materiais e a metodologia utilizada na construção do protótipo para o estudo da TIE. Os materiais e a metodologia foram selecionados de maneira a se obter um sistema otimizado para a realização de estudos de imagens a partir da TIE.

### 4.1. Estruturas do protótipo proposto com base na TIE

Para que os objetivos propostos neste trabalho fossem conseguidos, modelou-se um Sistema TIE considerando a utilização do dispositivo de aquisição NI PXIe-6363, juntamente com uma controladora embarcada de alto desempenho NI PXIe-8135 (Fabricante: National Instruments). Projetou-se uma fonte de corrente, com base na topologia *Howland*, e um circuito DEMUX de dezesseis canais. Além disso, foi construído um objeto simulador circular contendo 16 eletrodos igualmente espaçados em sua parede externa, fios de ligação e conexões elétricas. Também foram elaborados um algoritmo para aquisição dos sinais elétricos coletados a partir dos eletrodos do objeto simulador, um algoritmo de tratamento de sinal para o ajuste de curvas destes sinais coletados, um algoritmo de reconstrução utilizando o software livre EIDORS e um algoritmo para o gerenciamento do Sistema TIE proposto. A Figura 4.1 apresenta essas estruturas básicas do protótipo proposto neste trabalho.

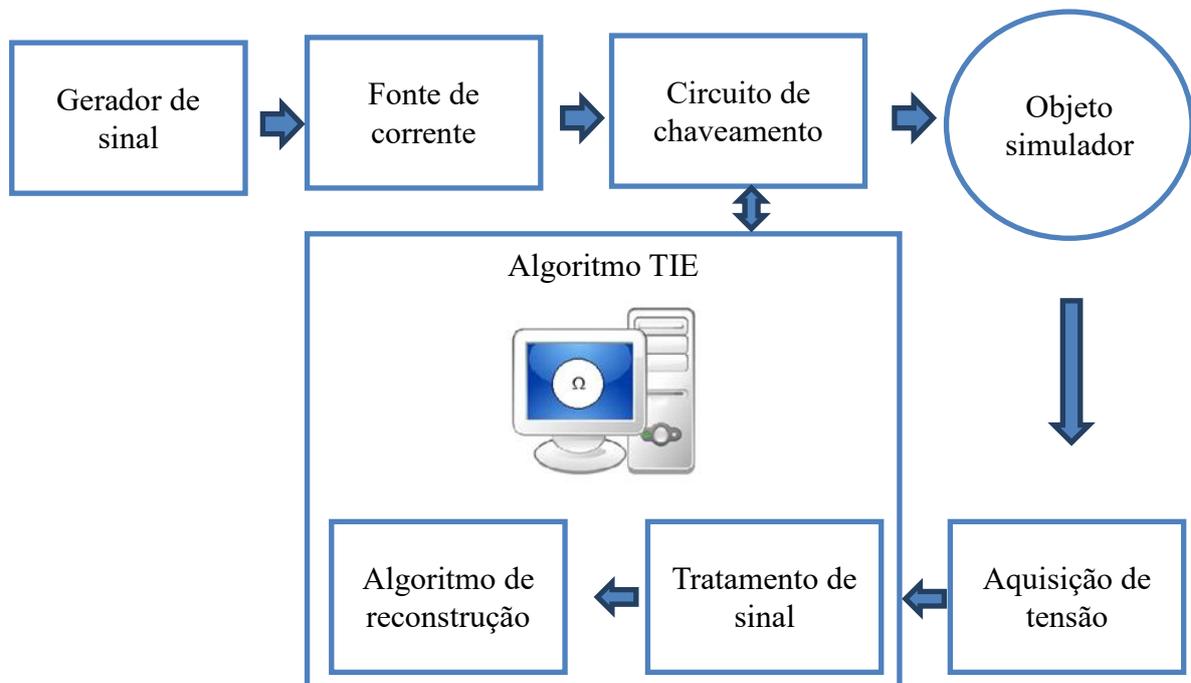


Figura 4.1 – Estruturas básicas do Sistema TIE proposto

#### 4.1.1. Gerador de sinal

Para a geração do sinal senoidal foi utilizado um gerador de função comercial. O gerador de função é um equipamento capaz de fornecer sinais com diferentes formas de onda, frequência e amplitude. Suas principais características são os tipos de sinais fornecidos, a faixa de atuação da frequência, a tensão máxima de pico-a-pico ( $V_{p-p}$ ) na saída do sinal e a impedância de saída.

Na Figura 4.2 é apresentado o gerador de função (Fabricante: Digimess, Modelo: SG100) utilizado no projeto. Este gerador possui as seguintes características:

- a) formas de onda de saída: onda senoidal, onda quadrada e onda triangular;
- b) faixa de frequência: 0.01 Hz a 5 MHz;
- c) amplitude de saída: Máximo 10  $V_{p-p}$ ;
- d) impedância de saída: 50  $\Omega \pm 10\%$ .



Figura 4.2 - Gerador de função modelo SG100

#### 4.1.2. Fonte de corrente

Para o fornecimento de corrente elétrica, utilizou-se neste trabalho uma fonte de corrente *Howland* modificada com saída diferencial. A Figura 4.3 destaca que neste modelo de fonte de corrente são usados em conjunto duas fontes do tipo *Howland* modificada com voltagens iguais, mas defasadas entre si de 180° (Stiz et al., 2009; Bertemes-Filho et al., 2013).

No desenvolvimento do circuito fonte de corrente foram utilizados dois amplificadores operacionais LM 741 CN (Fabricante: Texas Instruments). O LM 741 CN é um CI amplificador que possui diversas possibilidades de aplicação, possui um alto ganho (200 V/mV) e uma larga faixa de tensão de operação ( $\pm 18V$ ) (Texas Instruments, 1998).

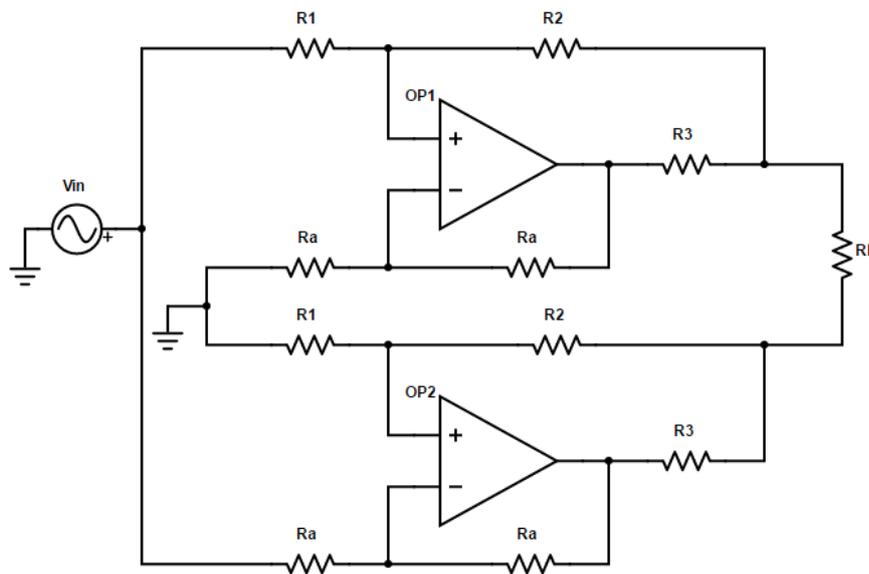


Figura 4.3 - Fonte de corrente *Howland* modificada com saída diferencial, onde:  $V_{in}$  é a fonte de tensão alternada; OP1 e OP2 são os amplificadores operacionais;  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$  e  $R_a$  são resistores;  $R_L$  é o resistor que representa a carga

Para a alimentação elétrica do circuito, usou-se uma fonte de tensão simétrica contínua (Fabricante: Salvi, Modelo: cc-3052) com faixa de operação de -15 V a 15 V. As simulações foram executadas com o software *Multisim Power Pro Edition*, versão 11.0 (Fabricante: National Instruments). As medições de tensão, efetuadas para avaliação de desempenho da PCI fonte de corrente prototipada, foram executadas com o auxílio de um osciloscópio digital (Fabricante: Siglent Modelo: SDS 1072 CNL).

#### 4.1.3. Circuito de chaveamento.

Para o projeto do circuito de chaveamento, considerou-se a utilização do método adjacente de aplicação de corrente. No desenvolvimento do circuito foi utilizado o CI CD4051 BCN (Fabricante: Fairchild Semiconductor), um multiplexador (MUX)/DEMUX de 8 canais analógicos controlados digitalmente por três entradas binárias de seleção, A, B e C e uma entrada de inibição I. Este CI possui uma capacidade de controle de sinais de até 15 V<sub>p-p</sub>. Sua principal característica é a baixa resistência série ( $R_{on}$ ), que de acordo com o fabricante é 80  $\Omega$  (Fairchild Semiconductor, 2000).

A Tabela 4.1 traz a tabela verdade de funcionamento do CI CD4051 BCN, relacionando a entrada de seleção com a saída. Nesta tabela são definidos os níveis lógicos que devem ser aplicados às entradas A, B, C e I para a seleção de um determinado canal do CI.

Tabela 4.1 - Tabela verdade do CI CD4051BC para habilitação dos canais de saída, onde são utilizados os níveis lógicos digitais 0 e 1 para o controle das entradas de seleção C, B e A e do inibidor

C	B	A	Inibidor (I)	Canal habilitado
0	0	0	0	0
0	0	1	0	1
0	1	0	0	2
0	1	1	0	3
1	0	0	0	4
1	0	1	0	5
1	1	0	0	6
1	1	1	0	7
*	*	*	1	Nenhum

\*Qualquer condição

Para o correto funcionamento do circuito foram utilizados dois conjuntos de 16 canais, conforme ilustra o diagrama da Fig. 4.4. O primeiro conjunto responsável pela aplicação da corrente ( $I^+$ ) e o segundo conjunto pela aplicação da corrente defasada ( $I^-$ ). Como o CI CD4051 BCN possui 8 canais foram necessários 4 componentes para o desenvolvimento do circuito.

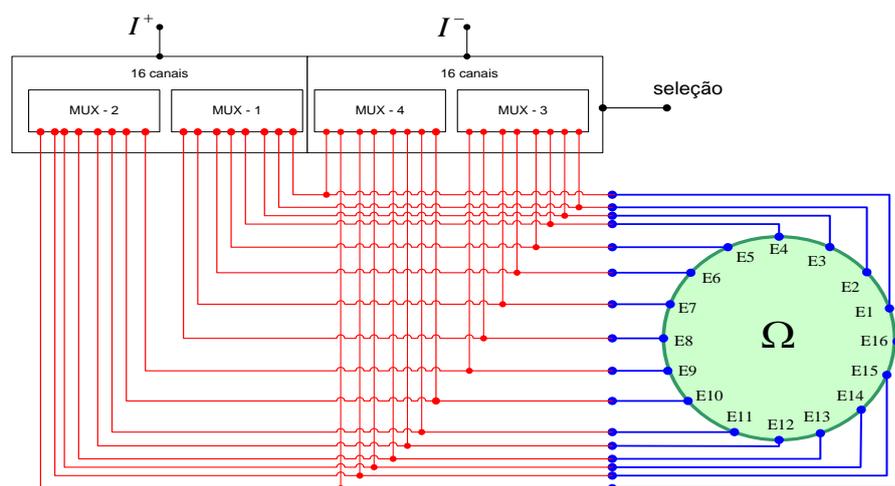


Figura 4.4 - Diagrama simplificado do circuito de chaveamento

O projeto da placa de circuito impresso (PCI) foi elaborado com o software *Easily Applicable Graphical Layout Editor* (EAGLE), versão 7.3.0 *Light* (Fabricante: Cadsoft). Para a execução do *layout* das trilhas do circuito na PCI, utilizou-se o método de transferência térmica.

#### 4.1.4. Objeto simulador

Para compor o Sistema TIE foi construído um objeto simulador de forma cilíndrica contendo eletrodos inoxidáveis, dispostos de terminais e fios de ligação responsáveis pela interface entre o objeto simulador, o dispositivo de aquisição (DAQ) e o circuito de chaveamento. Na sua construção, considerou-se a possibilidade de inserção de objetos para os testes e simulações, e também a capacidade para utilização de uma solução salina.

#### 4.1.5. Sistema de aquisição

Para a aquisição dos sinais de tensão provenientes dos eletrodos do objeto simulador foi utilizado o DAQ PXIe-6363 em conjunto com uma controladora embarcada de alto desempenho NI PXIe-8135. Ambas, associadas ao chassi NI PXIe-1071, conforme ilustra Fig. 4.5.

As principais características da controladora NI PXIe-8135, são as seguintes:

- a) processador Intel *Core i7-3610QE*, *quad-core* de 2,3 GHz;
- b) memória DDR3 de 1600 MHz com 4 GB;
- c) sistema operacional Windows 7 professional com arquitetura de 32 bits.

O DAQ PXIe-6363 possui as seguintes características:

- a) dezesseis canais de entrada analógica diferencial, com resolução de conversão igual a 16 bits e uma faixa de tensão entre  $\pm 10$  V. Para a configuração de um canal, a taxa de amostragem é de 2 MS/s ou 1 MS/s para a configuração multicanal;
- b) quatro canais de saída analógica, com resolução de 16 bits, com faixa de tensão entre  $\pm 10$  V e taxa de amostragem igual a 2,86 MS/s;
- c) quarenta e oito linhas de entrada e saída;

Para a interface entre o dispositivo de aquisição e os sinais de entrada e saída, utilizou-se dois blocos conectores NI SCB-68 de cabos blindados, conforme ilustra a Fig. 4.5



Figura 4.5 - Chassi NI PXIe-1071 com a controladora NI PXIe-8135 e com o DAQ PXIe-6363 conectado em seu *slot*, ao lado o bloco de conectores NI SCB-68

#### 4.1.6. Algoritmo TIE

Para o controle do Sistema TIE proposto neste trabalho, utilizou-se o algoritmo representado pelo fluxograma da Fig. 4.6. Este algoritmo tem a finalidade de interligar e sincronizar todas as etapas do processo de reconstrução da imagem. No início do algoritmo são definidos a frequência, a taxa de amostragem, a corrente adotada e também a lógica de chaveamento para a aplicação do método adjacente. Na sequência, com seu controle e através do algoritmo de aquisição de tensão é feita a coleta dos sinais de tensão nos eletrodos do objeto simulador. Esses sinais de tensão são tratados utilizando o algoritmo MMQ e após, o pacote EIDORS é executado para aplicação do método de reconstrução e geração da imagem. Para o desenvolvimento e simulações dos algoritmos, utilizou-se o software *Matlab* R2012b, versão 8.0.0.783 (Fabricante: MathWorks).



Figura 4.6 – Fluxograma do algoritmo TIE

### ***Aquisição de tensão***

Para a realização da aquisição dos sinais de tensão, elaborou-se o algoritmo de aquisição descrito no fluxograma da Fig. 4.7. Com ele os sinais de tensão que chegam aos canais analógicos através da interligação entre o DAQ e os eletrodos do objeto simulador são processados. Neste processo de aquisição, respeita-se os critérios de amostragem e os comandos específicos do DAQ para a interface com a linguagem *Matlab*. Após uma varredura completa do algoritmo, os sinais amostrados de cada canal são salvos em uma matriz de tensões que na sequência são tratados pelo algoritmo MMQ. De acordo com a Fig. 4.7, no início do algoritmo é criado o dispositivo para a realização da interface entre o DAQ PXIe-6363 e a linguagem *Matlab*. Na sequência é carregada a taxa de amostragem e definidos os canais de entrada e saída. Após, o canal DEMUX para a aplicação de corrente é selecionado e as tensões dos eletrodos são lidas e salvas em um vetor de tensão. Esse processo entra em um laço de repetição que é finalizado quando a varredura se completa. Por fim, todos os valores de tensão obtidos são salvos em uma matriz.

### ***Tratamento do sinal***

O fluxograma do algoritmo do MMQ elaborado para o tratamento de sinais deste sistema é apresentado no fluxograma da Fig. 4.8. Com ele os sinais amostrados, obtidos a partir do algoritmo de aquisição e salvos em uma matriz de tensão, são filtrados. Esse algoritmo tem a função de eliminar os ruídos indesejáveis e selecionar o valor da amplitude de tensão do sinal. Ao final deste processo, a amplitude do sinal de tensão é salva em um vetor com 208 dados de tensão, utilizados posteriormente pelo algoritmo de reconstrução para a geração da imagem. Conforme a Fig. 4.8, no início do algoritmo são carregados o valor de frequência e a matriz de tensão obtida através do algoritmo de aquisição de tensão. Na sequência, com a manipulação dos dados de tensão da matriz são calculados os coeficientes  $A_0$ ,  $A_1$  e  $A_2$  para a obtenção da amplitude. Por fim, os valores de amplitude são salvos em um vetor.

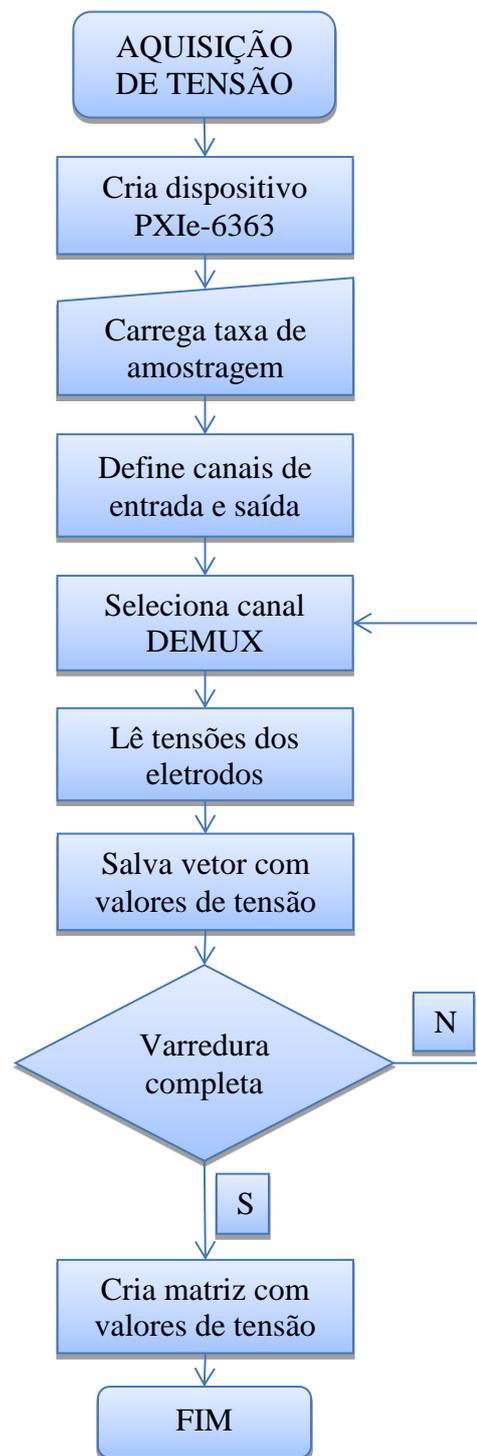


Figura 4.7 – Fluxograma do algoritmo de aquisição de tensão

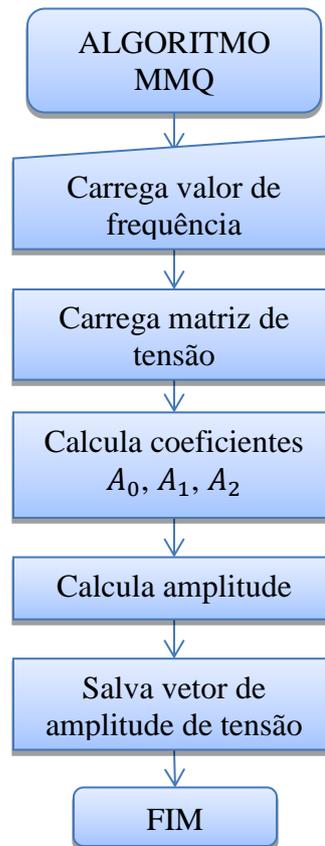


Figura 4.8 – Fluxograma do algoritmo MMQ

### ***Algoritmo de reconstrução***

Para a elaboração do algoritmo de reconstrução, utilizou-se o software EIDORS. Este software é livre e possui um pacote com algoritmos destinados para modelagem direta e inversa na reconstrução de imagens em TIE e Tomografia óptica de difusão (Adler; Lionheart, 2006). Seu objetivo é facilitar a pesquisa e desenvolvimento nestes campos de atuação. Na Figura 4.9, descreve-se o fluxograma do algoritmo desenvolvido para a reconstrução da imagem. Primeiro, o pacote EIDORS é inicializado e o modelo definindo a malha de elementos finitos e o protocolo de aplicação é executado. Na sequência, o método de reconstrução é determinado com a escolha do algoritmo de regularização. A partir dos valores de tensão do vetor de amplitudes obtido pelo algoritmo MMQ é realizada a solução inversa. Por fim, com seu resultado, gera-se a imagem.

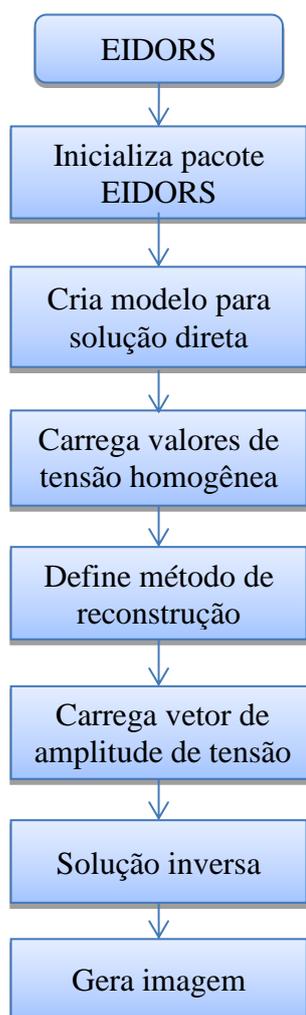


Figura 4.9 – Fluxograma do algoritmo de reconstrução

## 4.2. Avaliação de desempenho do protótipo

Para a avaliação do desempenho do protótipo foram realizadas reconstruções de imagens, através da execução do algoritmo TIE. Nos testes de reconstrução foram incluídos ao objeto simulador dois materiais cilíndricos, um condutor e outro isolante. Como objeto condutor, utilizou-se um cilindro de latão (liga metálica) com 50 mm de diâmetro e como objeto isolante foi utilizado um cilindro de *nylon* com 60 mm de diâmetro. Para a execução do algoritmo TIE foram definidos os parâmetros de entrada do sistema. A frequência do sinal senoidal de corrente foi ajustada em 10 kHz e a amplitude em 1 mA. A taxa de amostragem das aquisições de tensão foi definida em 62500 amostras por segundo, obedecendo ao critério de *Nyquist*. Como método de reconstrução, utilizou-se a regularização de Laplace.

As imagens reconstruídas foram comparadas com imagens obtidas na literatura. Essas imagens podem ser verificadas na Fig. 4.10, na Fig. 4.11 e na Fig. 4.12. Na Figura 4.10 é apresentada a reconstrução de imagem de uma garrafa plástica, obtida a partir de um Sistema TIE de baixo custo, desenvolvido por Chitturi et al. (2014).

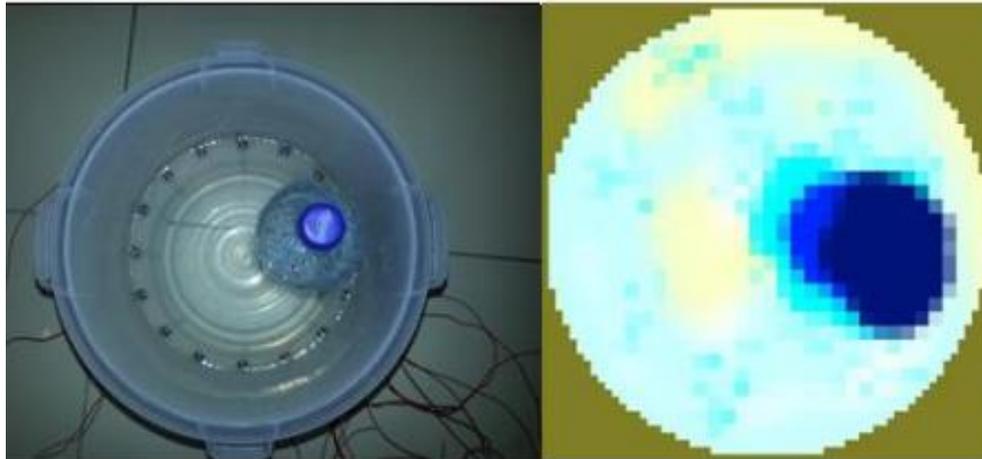


Figura 4.10 – Reconstrução de imagem de uma garrafa plástica isolante no objeto simulador

Fonte: (Chitturi et al., 2014).

Já a Figura 4.11 traz a imagem reconstruída de uma seção de banana. Para gerar esta imagem, Tšoeu; Inggs (2016) construíram um sistema usando a multiplexação por divisão de código.

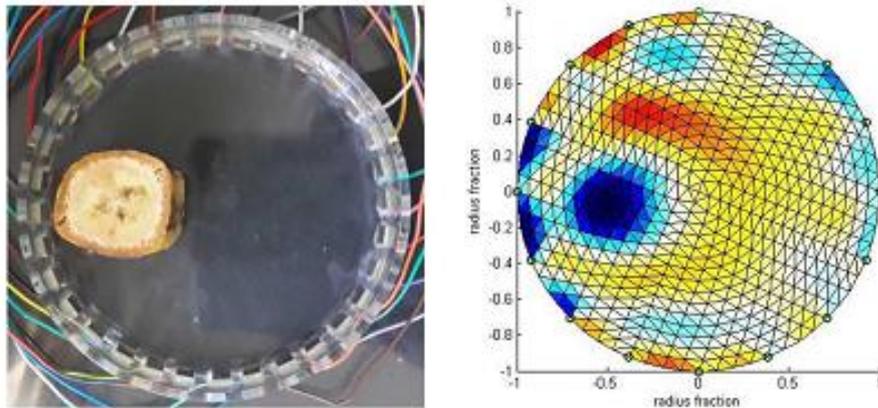


Figura 4.11 – Reconstrução de imagem de uma seção de banana no objeto simulador

Fonte: (Tšoeu; Inggs, 2016).

A Figura 4.12 apresenta a reconstrução de imagem com o objeto simulador configurado com um plástico isolante e um metal condutor, gerada a partir de um Sistema TIE sem fio proposto por Huang et al. (2016).

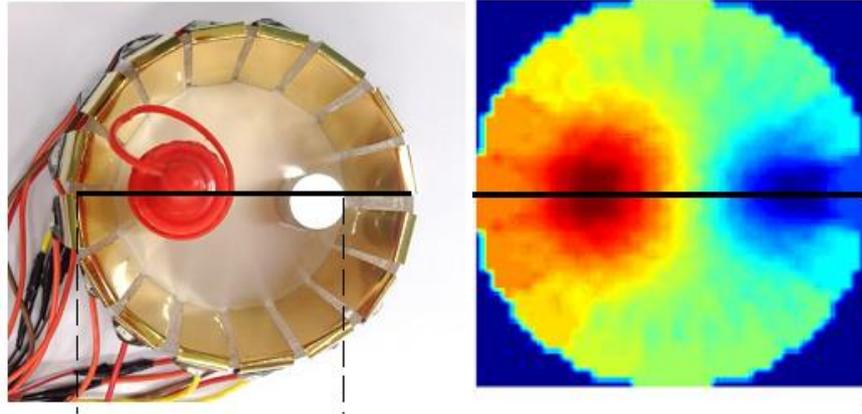


Figura 4.12 – Reconstrução de imagem de um objeto plástico isolante e um objeto metálico condutor no objeto simulador

Fonte: (Huang et al., 2016).

## 5. RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados referentes a construção e a verificação de funcionamento do protótipo proposto. São verificados o desempenho dos projetos da fonte de corrente e do circuito de chaveamento. Além disso, apresenta-se o objeto simulador construído. Também são exibidos com gráficos o comportamento dos algoritmos de tratamento de sinal e de aquisição. Por fim, verifica-se a resposta do Sistema TIE através das imagens geradas pelo protótipo construído.

### 5.1. Fonte de corrente

O circuito esquemático da fonte de corrente projetada é apresentado na Fig. 5.1. A escolha dos valores de resistência dos resistores foram de acordo com definições do fabricante (Texas Instruments, 2008). Os resistores  $R_2$  e  $R_a$  foram adotados com um valor de  $10\text{ k}\Omega$ . O resistor  $R_3$  definido com uma resistência igual a  $1\text{ k}\Omega$  e o  $R_1$  calculado obedecendo a Eq. (3.16), o que resultou em  $11\text{ k}\Omega$ . Como, especificou-se uma corrente com amplitude de  $1\text{ mA}$  de saída, a tensão  $V_{in}$  fornecida pelo gerador de sinal foi ajustada em  $1\text{ V}$ , conforme a Eq. (3.18).

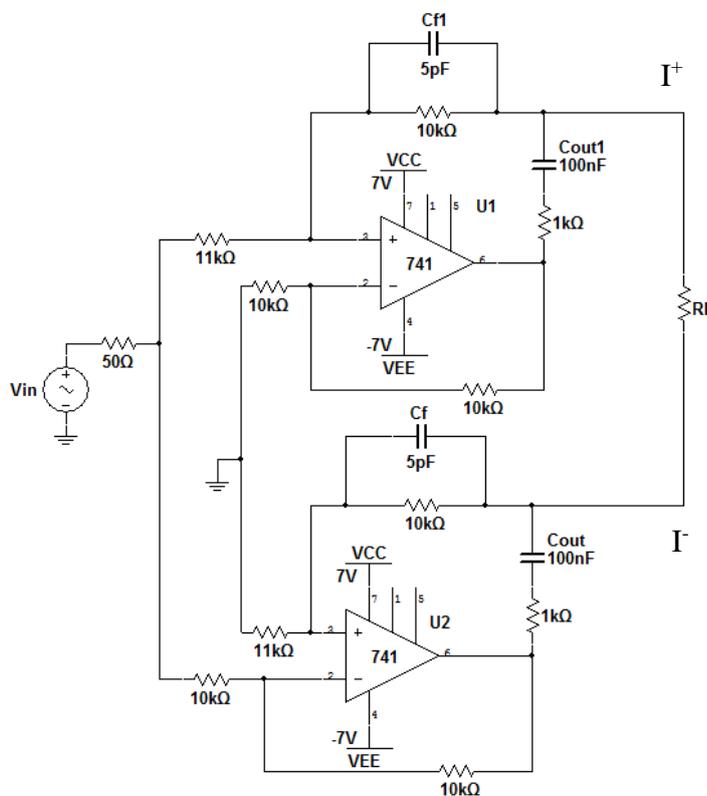


Figura 5.1 – Circuito esquemático da fonte *Howland* modificada com saída diferencial composto por dois amplificadores operacionais 741, capacitores e resistores, onde:  $V_{in}$  representa a tensão alternada fornecida pelo gerador de sinal;  $I^+$  representa a corrente fornecida pela fonte superior;  $I^-$  representa a corrente fornecida pela fonte inferior

Na análise simulada da fonte de corrente, utilizou-se o circuito esquemático da Fig. 5.1 modelado no software *Multisim*. Verificou-se seu desempenho para seis cargas, representadas por resistores, entre  $15 \Omega$  a  $1 \text{ k}\Omega$  em três diferentes frequências, 5 kHz, 10 kHz e 20 kHz. Com a ferramenta de medição do simulador foram feitas medições de tensão de pico sobre os resistores de carga (RL) conectados na saída da fonte de corrente. Na Tabela 5.1 são apresentados os resultados dessas medições de tensão.

Tabela 5.1 – Tabela de valores de tensão (Vp) medidos sobre a carga no simulador

Carga	Frequência		
	5 kHz	10 kHz	20 kHz
15 $\Omega$	0,0143	0,0148	0,0148
47 $\Omega$	0,0445	0,0451	0,0456
100 $\Omega$	0,0950	0,0956	0,0983
150 $\Omega$	0,1420	0,1440	0,1460
560 $\Omega$	0,5300	0,5400	0,5460
1 $\text{k}\Omega$	0,9500	0,9600	0,9740

Após as simulações, o circuito esquemático da Fig. 5.1 foi implementado em uma PCI universal. A PCI montada com os componentes e conectores é exibida na Fig. 5.2. Na sua montagem foram utilizados dois CI's do modelo LM 741 CN tipo DIP (*Dual In-line Package*), resistores de carvão com 5% de tolerância e capacitores cerâmicos, com valores de acordo com o circuito esquemático da Fig. 5.1.

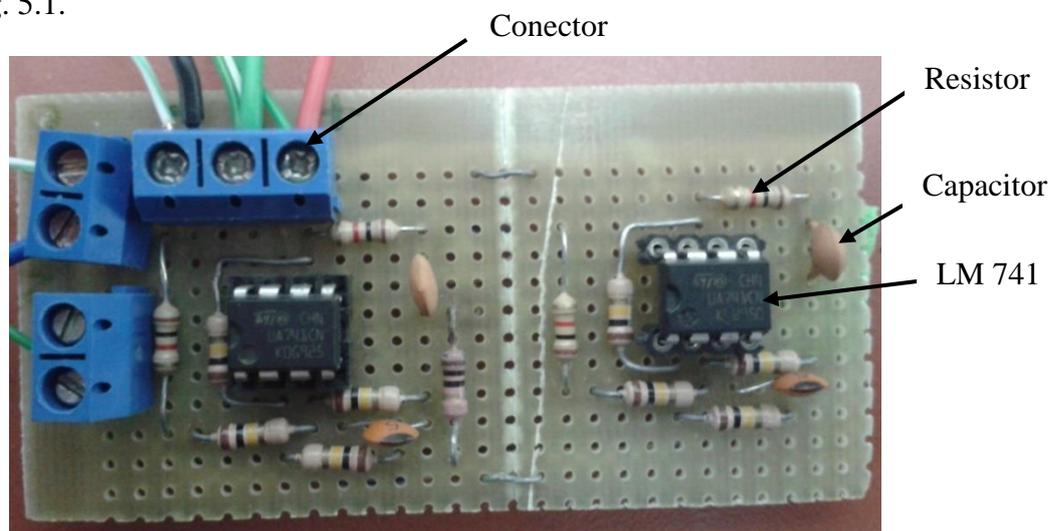


Figura 5.2 - PCI do circuito fonte de corrente

Na análise de comportamento da PCI da fonte de corrente, verificou-se seu desempenho para seis cargas e em três diferentes frequências, gerando as medições da Tab. 5.2.

Tabela 5.2 - Tabela de valores de tensão ( $V_p$ ) medidos sobre a carga no protótipo

Carga	Frequência		
	5 kHz	10 kHz	20 kHz
15 $\Omega$	0,0160	0,0164	0,0170
47 $\Omega$	0,0448	0,0472	0,0472
100 $\Omega$	0,0950	0,0980	0,1000
150 $\Omega$	0,1420	0,1480	0,1500
560 $\Omega$	0,5250	0,5400	0,5500
1 k $\Omega$	0,9400	0,9600	0,9900

Utilizando a Lei de Ohm foram obtidas as correntes para cada tensão medida na carga do circuito simulado e da PCI fonte de corrente. Na Figura 5.3 é apresentada uma comparação entre as correntes fornecidas pelo circuito fonte de corrente simulado para diferentes valores de resistência de carga conectados à saída.

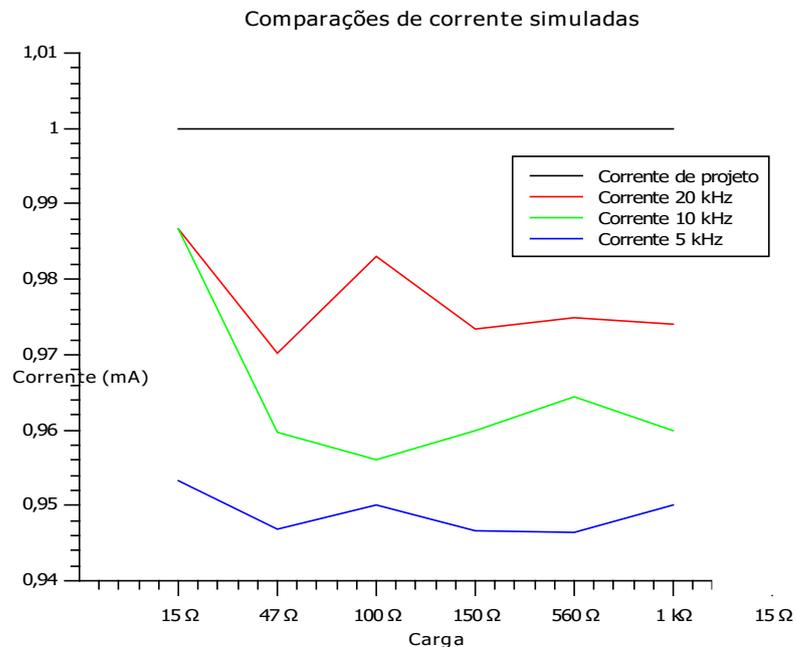


Figura 5.3 – Gráficos de corrente obtidos a partir da simulação, onde: o gráfico de linha preta é a corrente definida; o gráfico de linha vermelha são as correntes obtidas com a simulação em 20 kHz; o gráfico de linha verde são as correntes obtidas com a simulação em 10 kHz; o gráfico de linha azul são as correntes obtidas com a simulação em 5 kHz

Já a Figura 5.4 apresenta um gráfico comparando as correntes fornecidas pela PCI fonte de corrente para diferentes valores de carga.

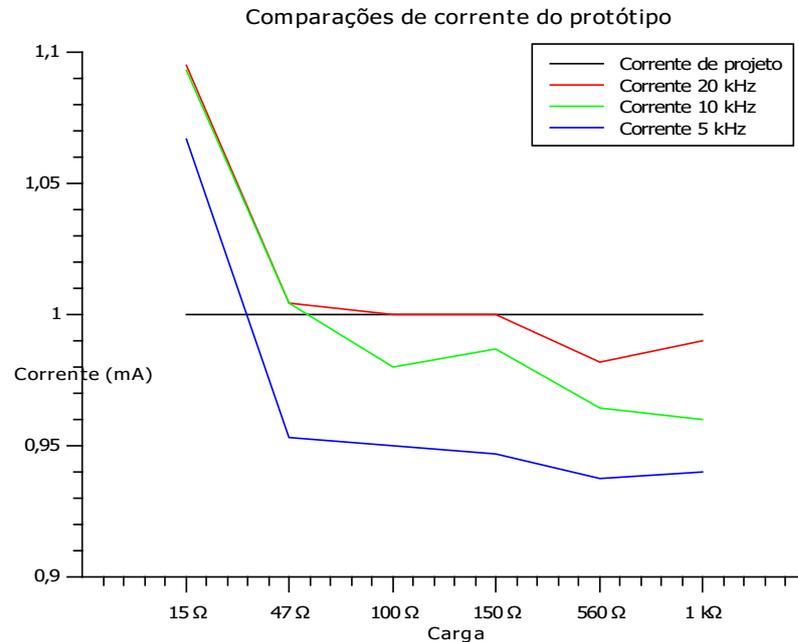


Figura 5.4 - Gráficos de corrente obtidos a partir do protótipo, onde: o gráfico de linha preta representa a corrente definida; o gráfico de linha vermelha são as correntes obtidas com medições em 20 kHz; o gráfico de linha verde as correntes obtidas com medições em 10 kHz; o gráfico de linha azul são as correntes obtidas com medições em 5 kHz

## 5.2. Circuito de Chaveamento

Com objetivo de verificar o comportamento do circuito de chaveamento foi executado no simulador *Multisim* um teste para verificar a influência do CI DEMUX sobre a corrente fornecida pelo circuito fonte de corrente. Neste teste, utilizou-se o modelo elétrico de um canal DEMUX do CI CD4051 BCN, conforme apresentado na Fig. 5.5.

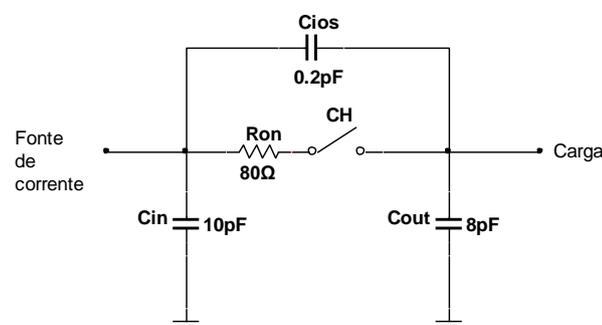


Figura 5.5 – Modelo elétrico de um canal do CI CD4051 BCN, onde:  $C_{ios}$  é a capacitância de acoplamento;  $C_{in}$  é a capacitância de entrada;  $C_{out}$  é a capacitância de saída;  $R_{on}$  é a resistência série equivalente

Para a simulação, o circuito do modelo elétrico do canal DEMUX foi conectado em cada saída da fonte de corrente, conforme ilustram os retângulos azuis da Fig. 5.6.

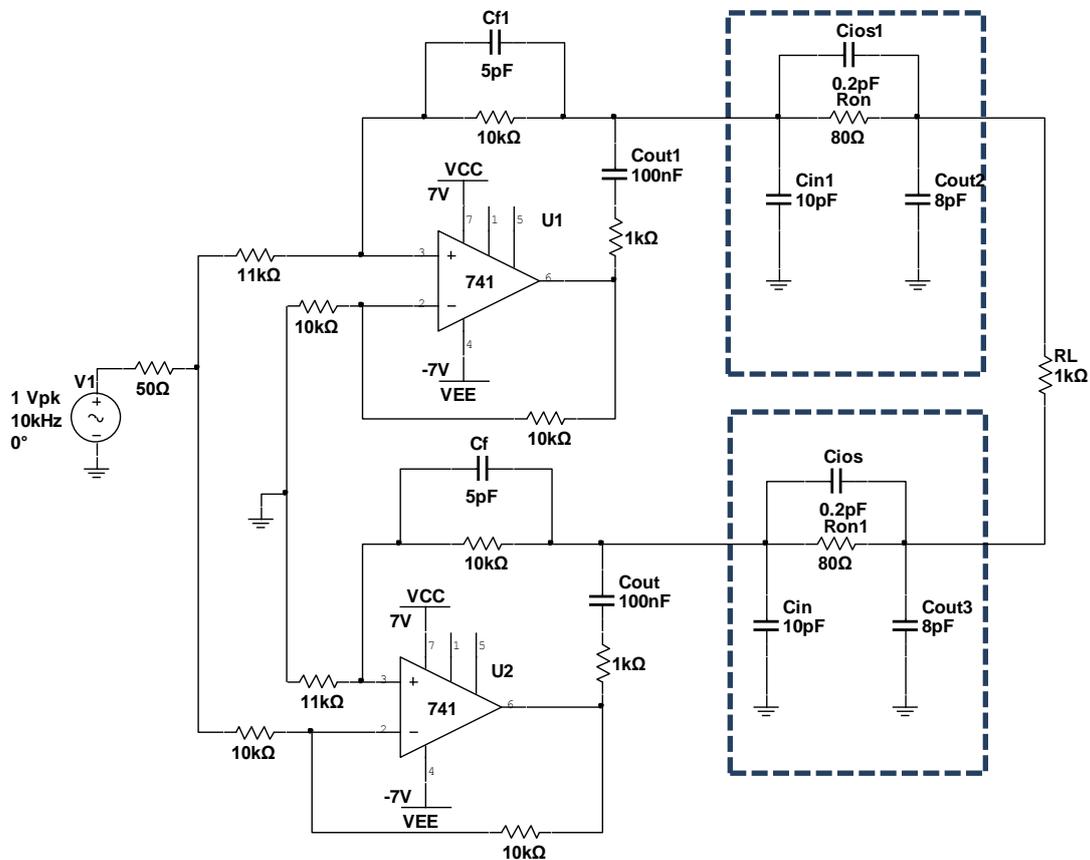


Figura 5.6 – Circuito fonte de corrente com o modelo elétrico do canal DEMUX (retângulos azuis) conectado à saída

Na simulação, a fonte de corrente foi ajustada para fornecer uma corrente senoidal de 10 kHz com amplitude de 1 mA. Utilizando os componentes de medição do simulador foi lida a corrente de saída para uma carga de 1 kΩ. Como resultado, obteve-se sobre o resistor de carga uma corrente igual a 1,04 mA.

Após os testes com o modelo elétrico do DEMUX, realizou-se o diagrama esquemático do circuito de chaveamento. Na Figura 5.7 é apresentado este circuito elétrico com os detalhes de suas ligações, conforme o diagrama simplificado da Fig. 4.4. Este circuito possui 16 conectores de saída, 2 conectores de entrada de corrente, 4 entradas de seleção e 3 terminais de alimentação.

Para a implementação do circuito de chaveamento foi desenvolvida uma PCI dupla face, ou seja, PCI com trilhas na parte inferior e superior da placa. De acordo com a Fig. 5.8, as linhas vermelhas representam as trilhas superiores e as linhas azuis as inferiores da PCI. Na criação da PCI, utilizou-se o circuito esquemático da Fig. 5.7.

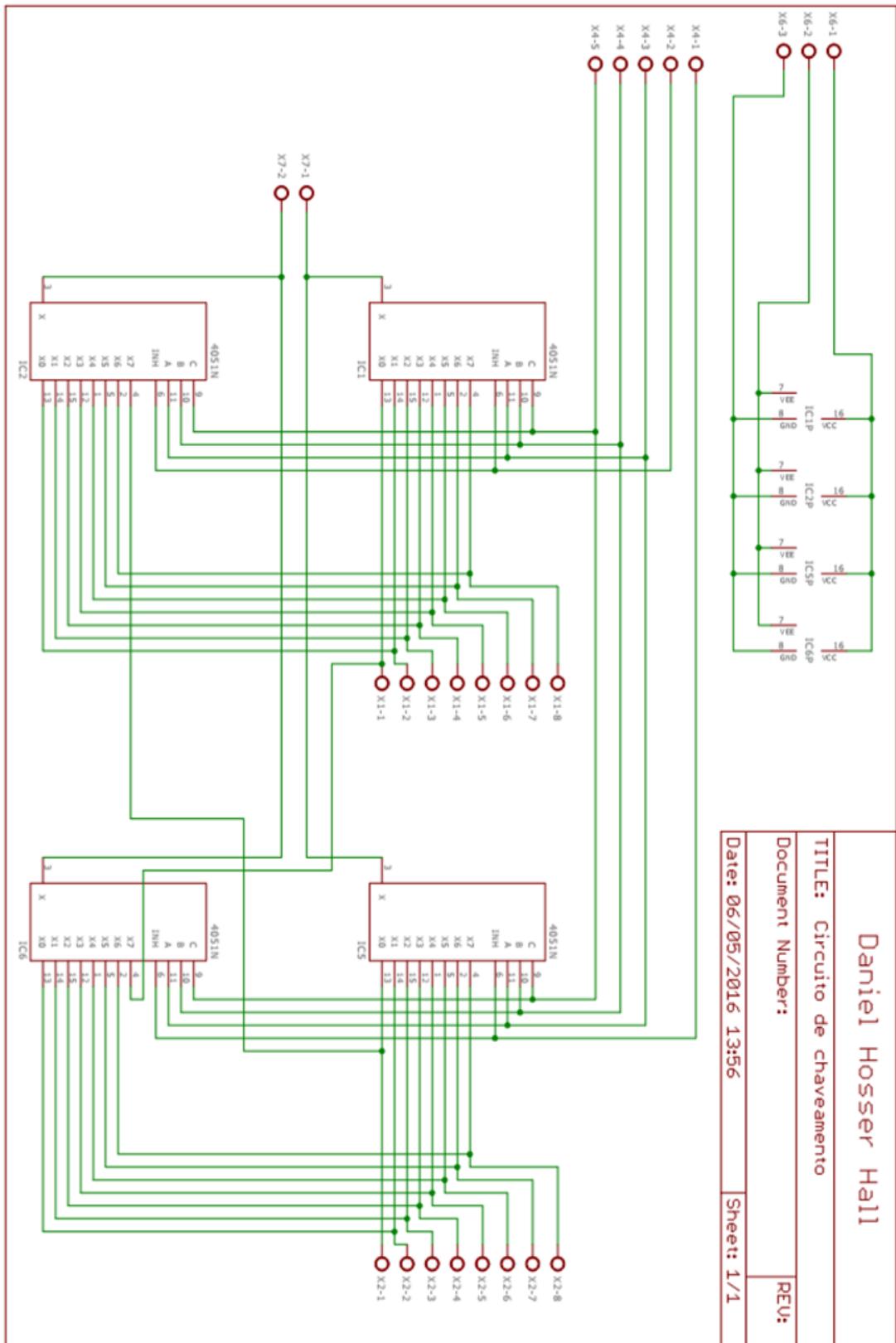


Figura 5.7 – Circuito esquemático do circuito de chaveamento utilizado para a elaboração da PCI de chaveamento

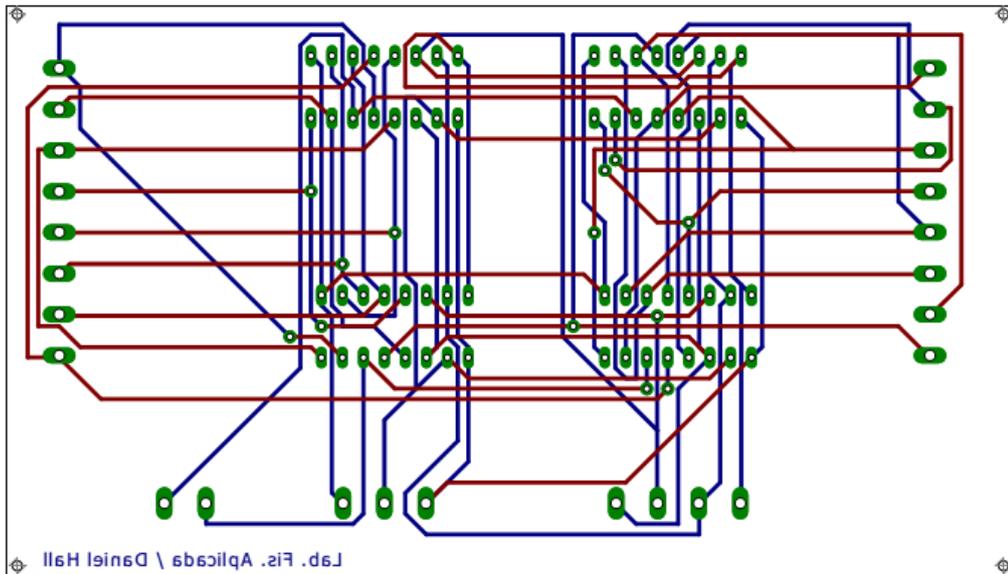


Figura 5.8 – PCI desenvolvida no software EAGLE, onde: as trilhas azuis representam a face superior; as trilhas vermelhas representam a face inferior; as ilhas verdes são os terminais para soldagem dos componentes

Na Figura 5.9 é exibido o circuito PCI de chaveamento com seus conectores e os CI's CD 4051 BCN tipo DIP, de acordo com o projeto relacionado ao circuito esquemático da Fig. 5.7. A PCI final possui 16 canais de saída, um para cada eletrodo, três entradas de controle de seleção ( $A, B, C$ ), duas entradas de inibição ( $I1, I2$ ), duas entradas de sinais de corrente ( $I^+, I^-$ ) e três entradas de alimentação ( $V^+, V^-, GND$ ).

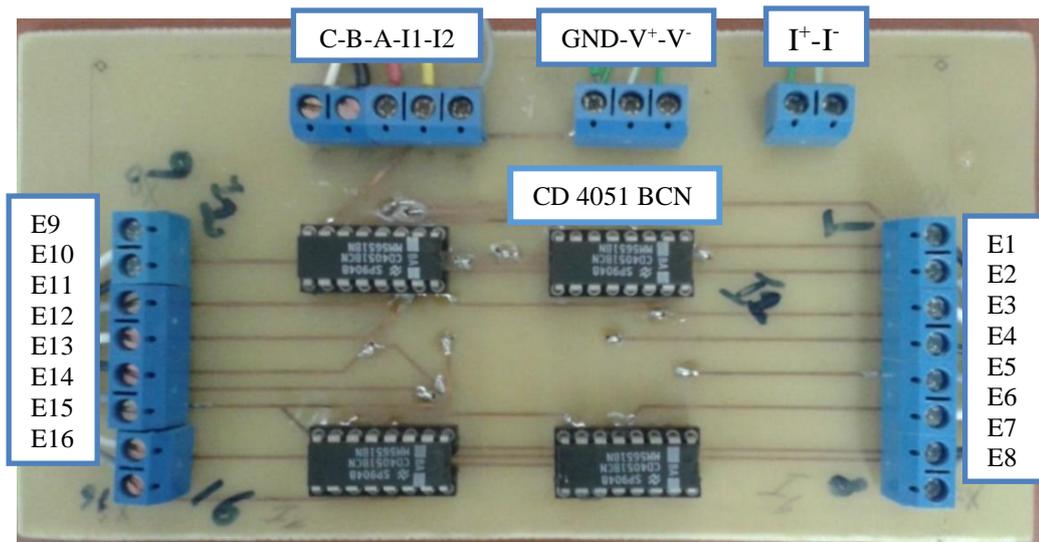


Figura 5.9 - PCI de chaveamento com os conectores azuis e os CI's CD 4051 BCN

Seu funcionamento obedece a tabela verdade descrita na Tab. 5.3. Onde cada canal é ativado, de acordo com a alimentação das entradas binárias C, B, A, I1 e I2. Por exemplo, para ativar a aplicação de corrente entre os eletrodos 1 e 2 (canal 1) é necessário que as entradas da PCI de chaveamento sejam alimentadas com a seguinte entrada digital binária: C=0, B=0, A=0, I2=1 e I1=0.

Tabela 5.3 - Tabela verdade da PCI de chaveamento, onde: C, B, A, I1 e I2 são as entradas utilizadas para a habilitação dos canais de saída

C	B	A	I2	I1	Canal	Eletrodos
0	0	0	1	0	1	1-2
0	0	1	1	0	2	2-3
0	1	0	1	0	3	3-4
0	1	1	1	0	4	4-5
1	0	0	1	0	5	5-6
1	0	1	1	0	6	6-7
1	1	0	1	0	7	7-8
1	1	1	1	0	8	8-9
0	0	0	0	1	9	9-10
0	0	1	0	1	10	10-11
0	1	0	0	1	11	11-12
0	1	1	0	1	12	12-13
1	0	0	0	1	13	13-14
1	0	1	0	1	14	14-15
1	1	0	0	1	15	15-16
1	1	1	0	1	16	16-1

Para a verificação de funcionamento da PCI de chaveamento foram conectados em cada canal de saída resistores de 1 k $\Omega$ , simulando os pares de eletrodos. Por exemplo, para o canal 1 os terminais do resistor foram conectados aos terminais E1 e E2 da PCI de chaveamento. A fonte de corrente foi ajustada para fornecer 1 mA, sendo aplicada nas entradas I<sup>+</sup> e I<sup>-</sup> da PCI de chaveamento. A corrente fornecida foi obtida a partir da medição de tensão sobre os terminais do resistor com o osciloscópio digital. Para a obtenção das medições em cada canal, desenvolveu-se um algoritmo auxiliar para habilitação das entradas (C-B-A-I1-I2). O resultado das medições de corrente para cada canal é apresentado na Tab. 5.4.

Tabela 5.4 - Tabela de valores de corrente obtidos na simulação da PCI de chaveamento

Canal	Corrente (mA)
1	0,976
2	0,987
3	0,975
4	0,976
5	0,992
6	0,987
7	0,988
8	0,987
9	0,986
10	0,987
11	0,987
12	0,987
13	0,998
14	0,998
15	0,997
16	0,983

### 5.3. Objeto simulador

O objeto simulador resultante foi construído em acrílico sobre uma base de Politereftalato de etileno glicol (PETG). Suas características dimensionais são de 300 mm de diâmetro e 100 mm de altura. Como solução salina, utilizou-se o cloreto de potássio (KCl) com concentração de 0,05%. O contato com a solução, faz-se através de 16 eletrodos retangulares de aço inox AISI 304 (*American Iron and Steel Institute*) posicionados em sua borda. Em cada eletrodo, utilizando-se terminais de contato foram conectados três fios, um deles para a conexão com o circuito de chaveamento e os outros dois para a ligação com o DAQ.

Na Figura 5.10, apresenta-se o objeto simulador com 16 eletrodos igualmente espaçados em seu contorno. Nos terminais dos eletrodos, observa-se os fios de ligação, ao total 48 fios.

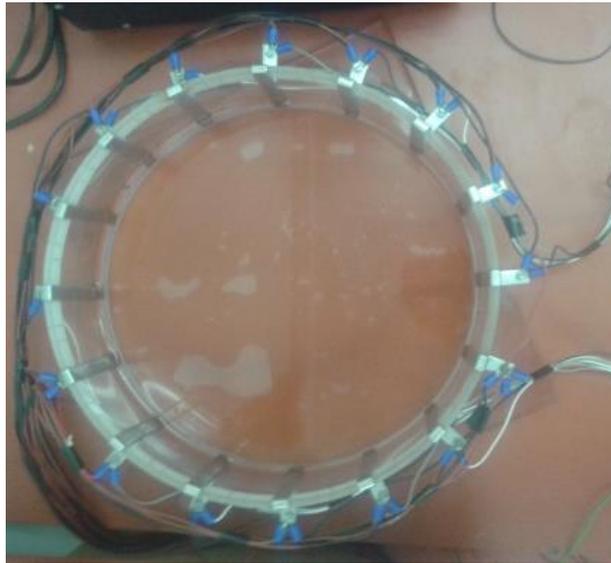


Figura 5.10 - Objeto simulador preenchido com uma solução de KCl, com eletrodos e fios de ligação no contorno

#### 5.4. Algoritmo de tratamento do sinal

Para a verificação do algoritmo MMQ de tratamento de sinal foram feitas simulações, acrescentando-se um ruído branco gaussiano a um sinal senoidal de amplitude unitária e com frequência de 10 kHz. Este sinal com a adição do ruído foi aplicado ao algoritmo MMQ para a reconstrução do sinal original. Na sua análise, calculou-se o erro através da diferença entre os valores do vetor de amplitudes do sinal original e os valores do vetor de amplitudes do sinal obtido a partir da aplicação do algoritmo MMQ.

A Figura 5.11 apresenta os gráficos de sinais, contendo o sinal original, o sinal com a adição do ruído de 10 dB e o sinal obtido após a aplicação do algoritmo MMQ.

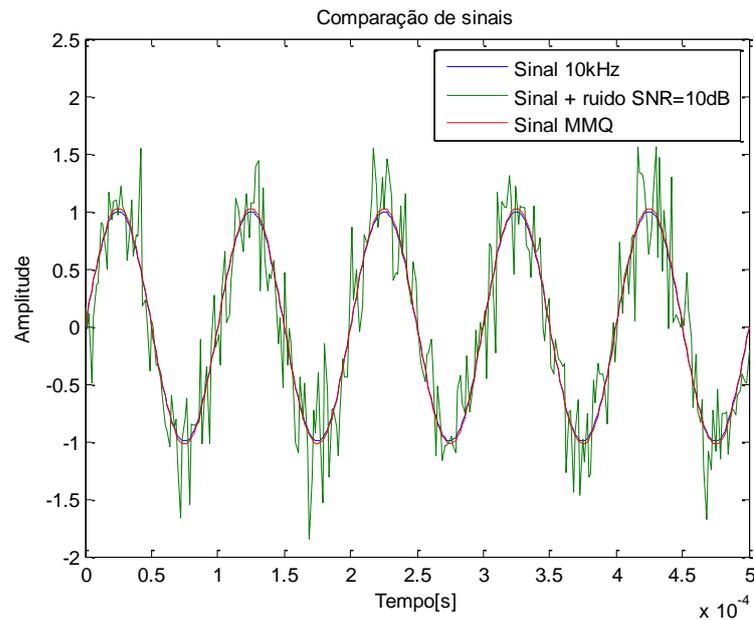


Figura 5.11 – Comparação de sinais senoidais, onde: o gráfico em azul é o sinal original com 10 kHz; o gráfico em verde é o sinal original adicionado de um ruído com SNR de 10 dB; o gráfico em vermelho é o sinal obtido após a aplicação do algoritmo MMQ

A Figura 5.12 exibe os gráficos de sinais comparados com um sinal adicionado por ruído de 15 dB. O sinal após a aplicação do algoritmo MMQ, possui um erro máximo de amplitude igual a 2,25 %.

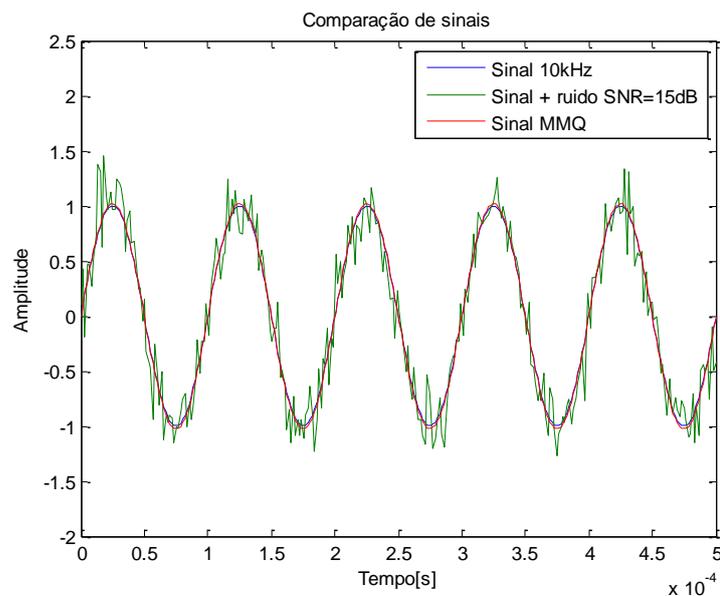


Figura 5.12 - Comparação de sinais senoidais, onde: o gráfico em azul é o sinal original com 10 kHz; o gráfico em verde é o sinal original adicionado de um ruído com SNR de 15 dB; o gráfico em vermelho é o sinal obtido após a aplicação do algoritmo MMQ

Já a Figura 5.13 apresenta os gráficos de sinais comparados com um sinal adicionado por um ruído de 5 dB. O gráfico gerado pelo algoritmo MMQ apresenta um erro máximo de amplitude igual a 5,69 %.

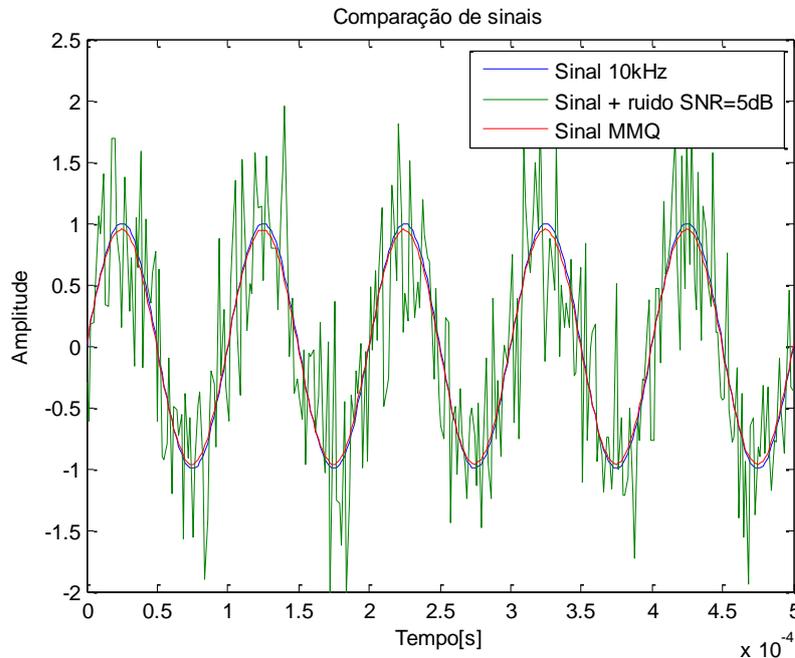


Figura 5.13 - Comparação de sinais senoidais, onde: o gráfico em azul é o sinal original com 10 kHz; o gráfico em verde é o sinal original adicionado de um ruído com SNR de 5 dB; o gráfico em vermelho é o sinal obtido após a aplicação do algoritmo MMQ

## 5.5. Algoritmo de aquisição de tensão

Para a verificação do sistema de aquisição de tensão, os sinais obtidos foram comparados através de gráficos com experimentos realizados por Bera; Nagaraju (2012), onde são apresentados gráficos de aquisição de tensão através método adjacente. A Figura 5.14 exibe o gráfico de aquisição de tensão para uma aplicação de corrente nos eletrodos E1 e E2 e leitura de tensão nos 13 pares de eletrodos adjacentes (E3-E4, E4-E5, E5-E6, ..., E15-E16) numerados de 1 a 13. Verifica-se a característica de aquisição de tensão de um Sistema TIE, onde os pares de eletrodos próximos aos eletrodos de aplicação de corrente apresentam uma tensão de amplitude maior e os mais afastados apresentam um valor de menor amplitude.

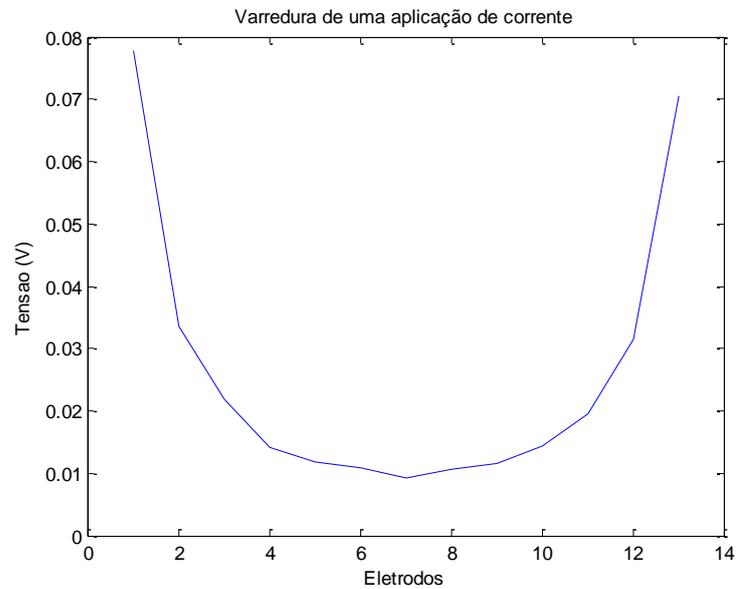


Figura 5.14 – Gráfico de aquisições de tensão para aplicação de corrente nos eletrodos E1 e E2, obtidos através do método adjacente

Já a Figura 5.15, apresenta o gráfico de aquisição de tensão de uma varredura completa através do método adjacente, com 208 medições de tensão. De acordo com Bera; Nagaraju (2012), este gráfico pode também possuir 256 aquisições, caso considerada a leitura dos eletrodos de aplicação de corrente.

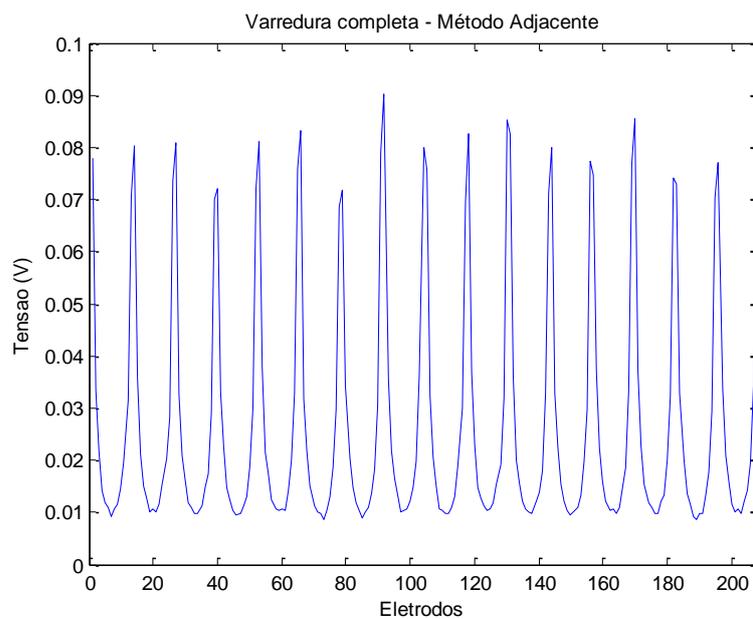


Figura 5.15 – Varredura completa de tensão através do método adjacente

## 5.6. Desempenho do protótipo

O protótipo do Sistema TIE desenvolvido, juntamente com a PCI fonte de corrente, PCI de chaveamento, objeto simulador e também com o gerador de funções e a controladora NI PXIe-8135 é apresentado na Figura 5.16. Além disso, pode-se verificar o osciloscópio digital utilizado nas medições e a fonte de alimentação usada para fornecer tensão a PCI de chaveamento e a PCI de corrente.

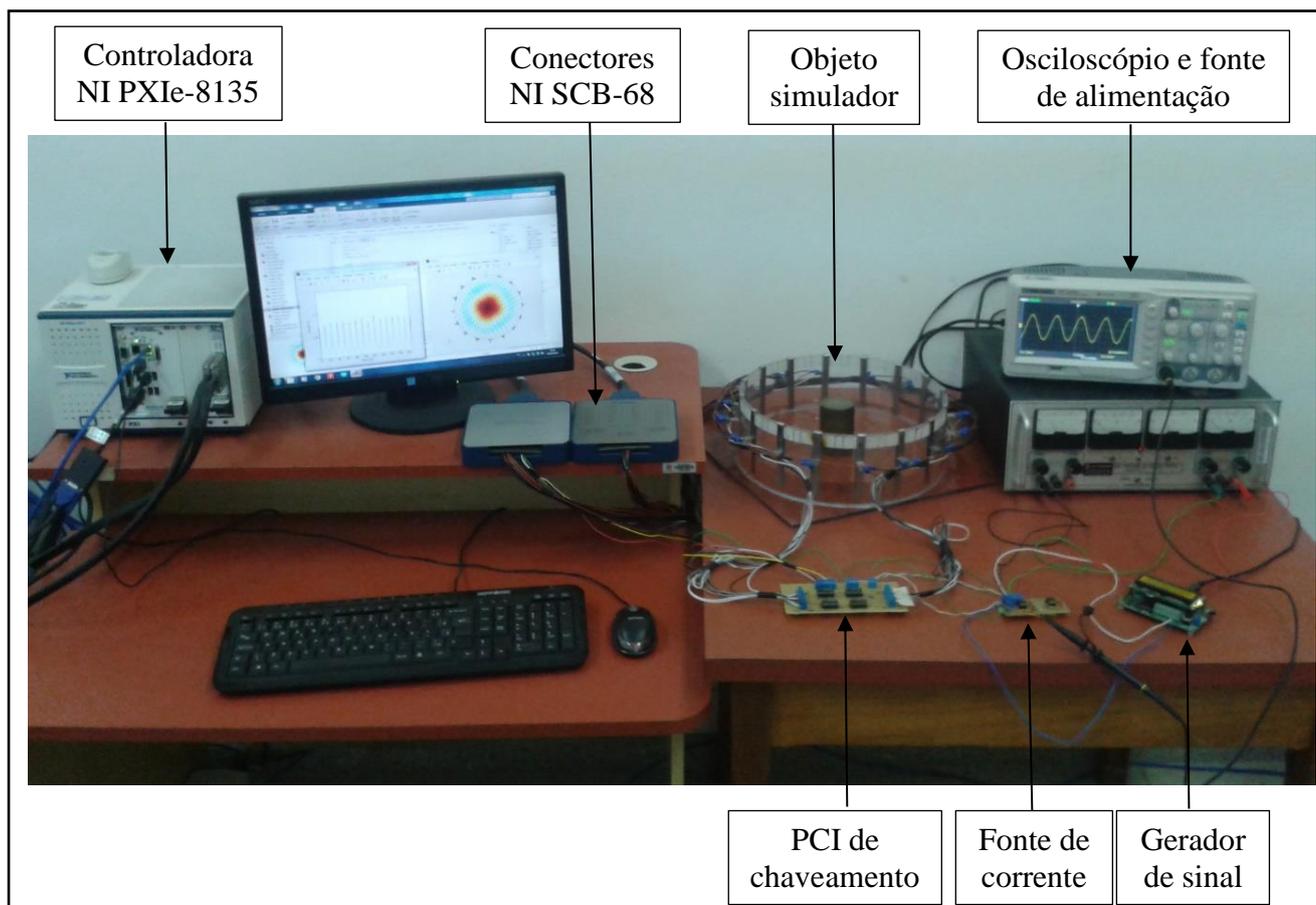


Figura 5.16 – Protótipo do Sistema TIE

Na sequência são apresentadas as imagens reconstruídas para os dois cilindros em diferentes posições. Próximos aos eletrodos 1, 5, 9 e 13, e no centro do objeto simulador. Também é exibida uma reconstrução para os dois cilindros posicionados simultaneamente no objeto simulador. Com o cilindro condutor próximo ao eletrodo 1 e com o cilindro isolante próximo ao eletrodo 9. Para cada simulação executada são exibidos os gráficos de aquisições de tensão obtidos.

A Figura 5.17 traz o gráfico com a varredura completa de aquisição de tensão para cilindro isolante próximo ao eletrodo 1.

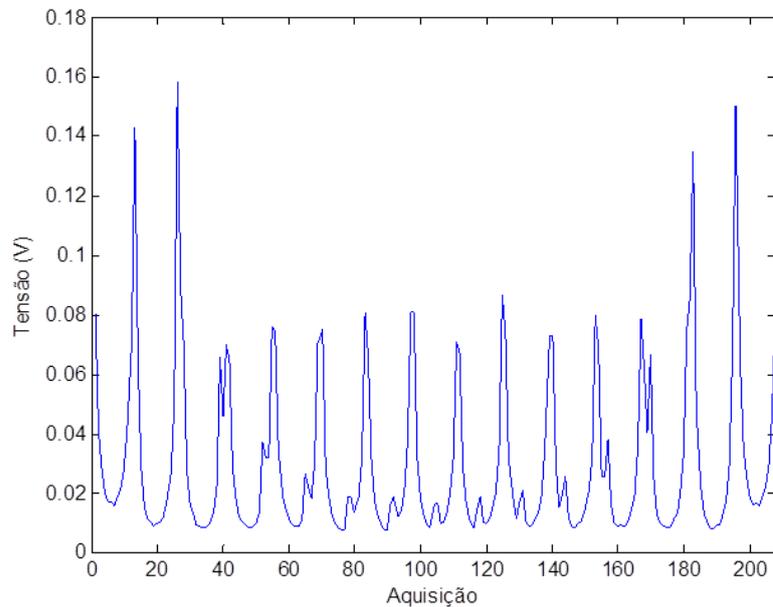
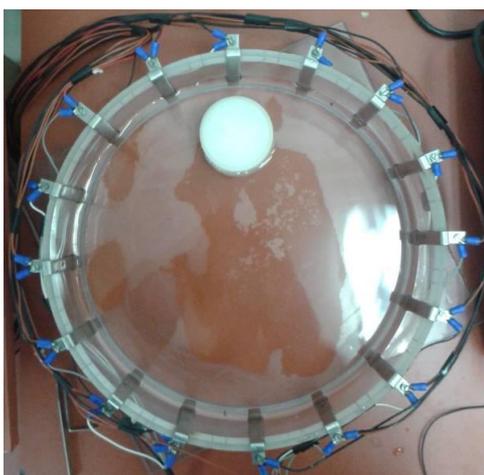
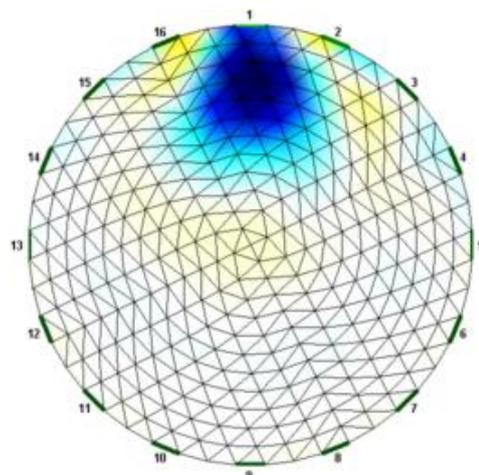


Figura 5.17 - Varredura completa de aquisição de tensão para cilindro isolante próximo ao eletrodo 1

A Figura 5.18 exibe o cilindro isolante próximo ao eletrodo 1 e a imagem reconstruída a partir da execução do algoritmo TIE.



a) cilindro posicionado no objeto simulador



b) imagem reconstruída

Figura 5.18 – Comparação entre imagens para o cilindro isolante próximo ao eletrodo 1, onde: a) cilindro posicionado no objeto simulador; e b) imagem reconstruída

A Figura 5.19 mostra a varredura completa de aquisição de tensão para cilindro condutor próximo ao eletrodo 1.

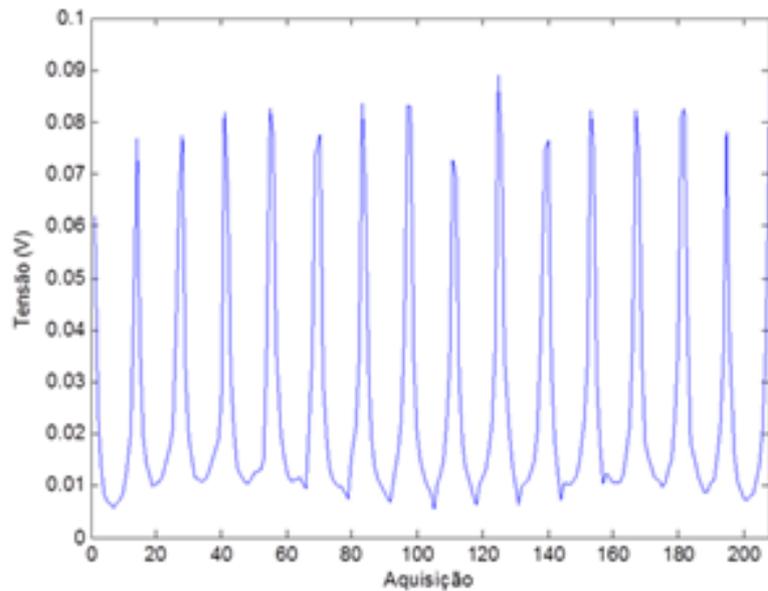
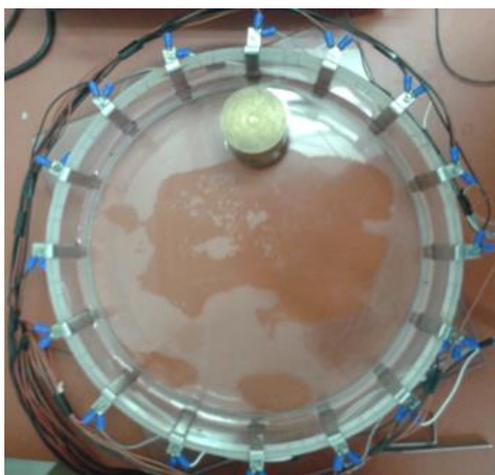
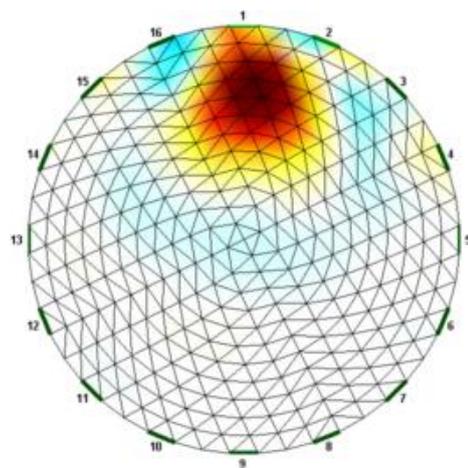


Figura 5.19 - Varredura completa de aquisição de tensão para cilindro condutor próximo ao eletrodo 1

A Figura 5.20 exibe o cilindro condutor próximo ao eletrodo 1 e a imagem reconstruída a partir da execução do algoritmo TIE.



a) cilindro posicionado no objeto simulador



b) imagem reconstruída

Figura 5.20 - Comparação entre imagens para o cilindro condutor próximo ao eletrodo 1, onde: a) cilindro posicionado no objeto simulador; e b) imagem reconstruída

A Figura 5.21 apresenta a varredura completa de aquisição de tensão para cilindro isolante próximo ao eletrodo 5.

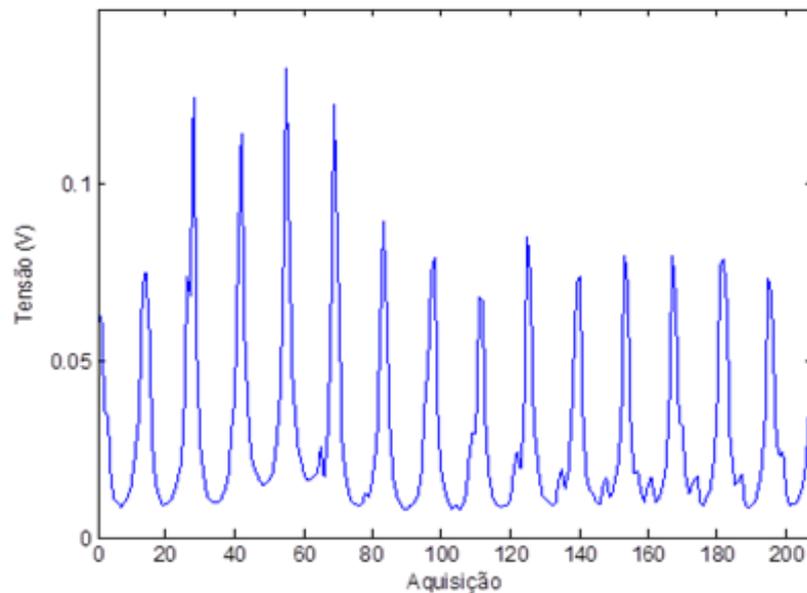
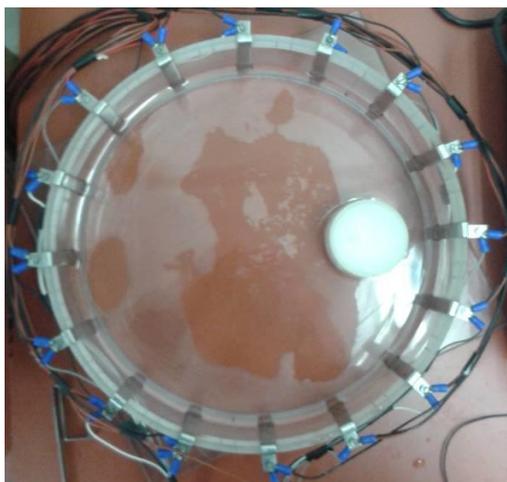
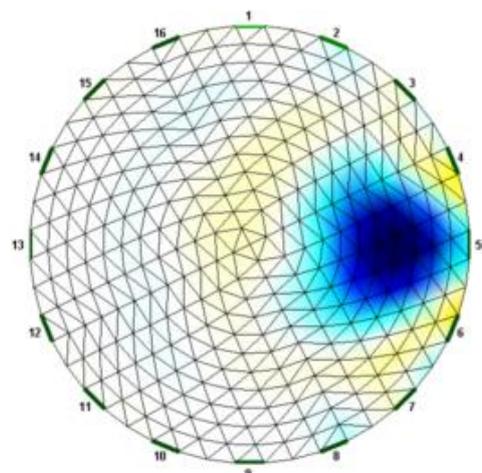


Figura 5.21 - Varredura completa de aquisição de tensão para cilindro isolante próximo ao eletrodo 5

A Figura 5.22 mostra o cilindro isolante próximo ao eletrodo 5 e a imagem reconstruída a partir da execução do algoritmo TIE.



a) cilindro posicionado no objeto simulador



b) imagem reconstruída

Figura 5.22 - Comparação entre imagens para o cilindro isolante próximo ao eletrodo 5, onde: a) cilindro posicionado no objeto simulador; e b) imagem reconstruída

A Figura 5.23 apresenta a varredura completa de aquisição de tensão para cilindro condutor próximo ao eletrodo 5.

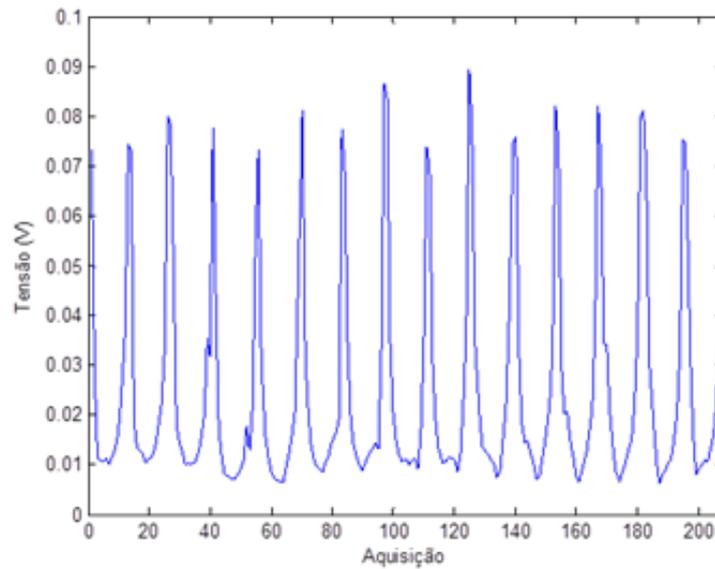
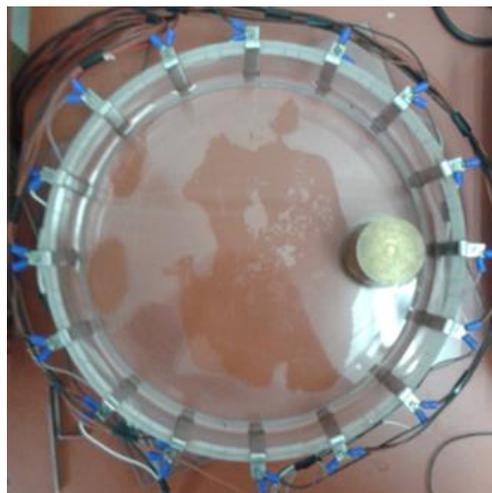
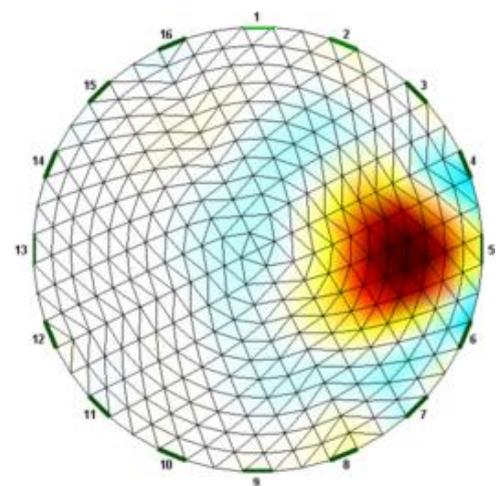


Figura 5.23 - Varredura completa de aquisição de tensão para cilindro condutor próximo ao eletrodo 5

A Figura 5.24 exibe o cilindro condutor próximo ao eletrodo 5 e a imagem reconstruída a partir da execução do algoritmo TIE.



a) cilindro posicionado no objeto simulador



b) imagem reconstruída

Figura 5.24 - Comparação entre imagens para o cilindro condutor próximo ao eletrodo 5, onde: a) cilindro posicionado no objeto simulador; e b) imagem reconstruída

A Figura 5.25 apresenta a varredura completa de aquisição de tensão para cilindro isolante próximo ao eletrodo 9.

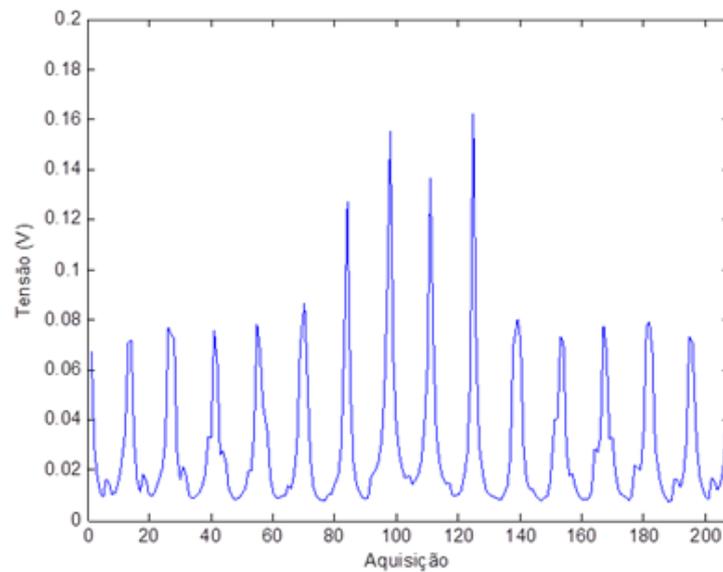
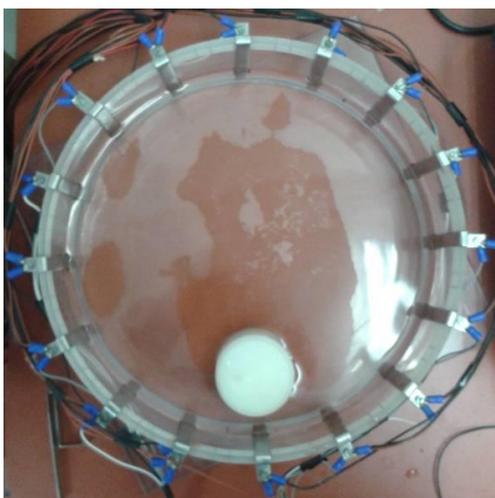
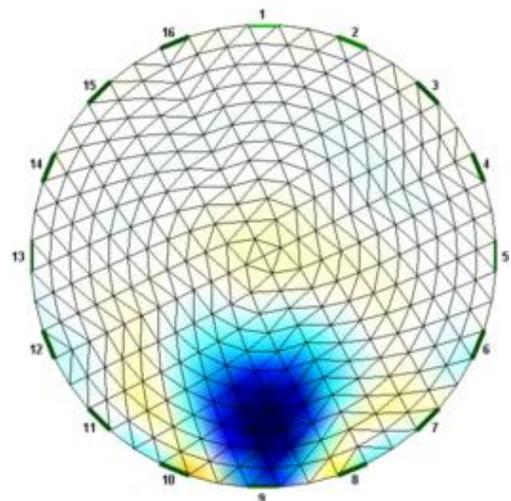


Figura 5.25 - Varredura completa de aquisição de tensão para cilindro isolante próximo ao eletrodo 9

A Figura 5.26 mostra o cilindro isolante próximo ao eletrodo 9 e a imagem reconstruída a partir da execução do algoritmo TIE.



a) cilindro posicionado no objeto simulador



b) imagem reconstruída

Figura 5.26 - Comparação entre imagens para o cilindro isolante próximo ao eletrodo 9, onde: a) cilindro posicionado no objeto simulador; e b) imagem reconstruída

A Figura 5.27 apresenta a varredura completa de aquisição de tensão para cilindro condutor próximo ao eletrodo 9.

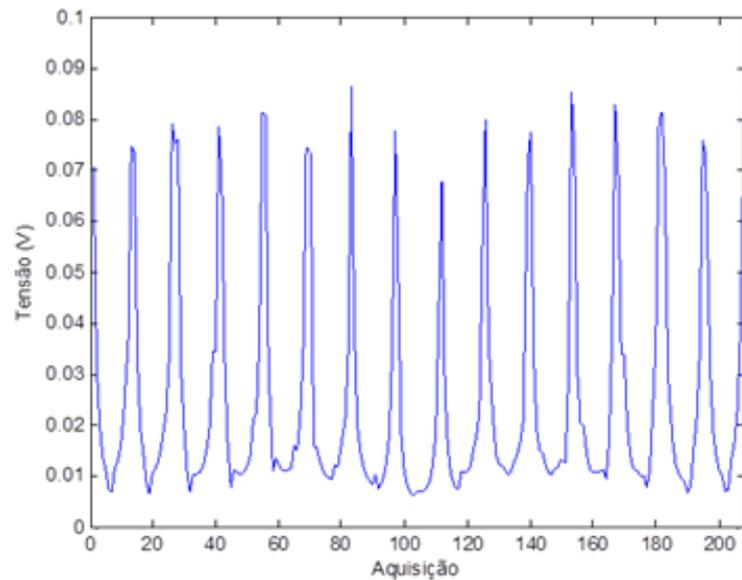
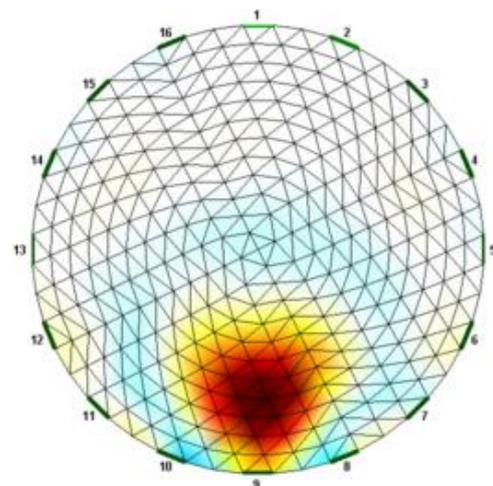


Figura 5.27 - Varredura completa de aquisição de tensão para cilindro condutor próximo ao eletrodo 9

A Figura 5.28 apresenta o cilindro condutor próximo ao eletrodo 9 e a imagem reconstruída a partir da execução do algoritmo TIE.



a) cilindro posicionado objeto simulador



b) imagem reconstruída

Figura 5.28 - Comparação entre imagens para o cilindro condutor próximo ao eletrodo 9, onde: a) cilindro posicionado no objeto simulador; e b) imagem reconstruída

A Figura 5.29 apresenta a varredura completa de aquisição de tensão para cilindro isolante próximo ao eletrodo 13.

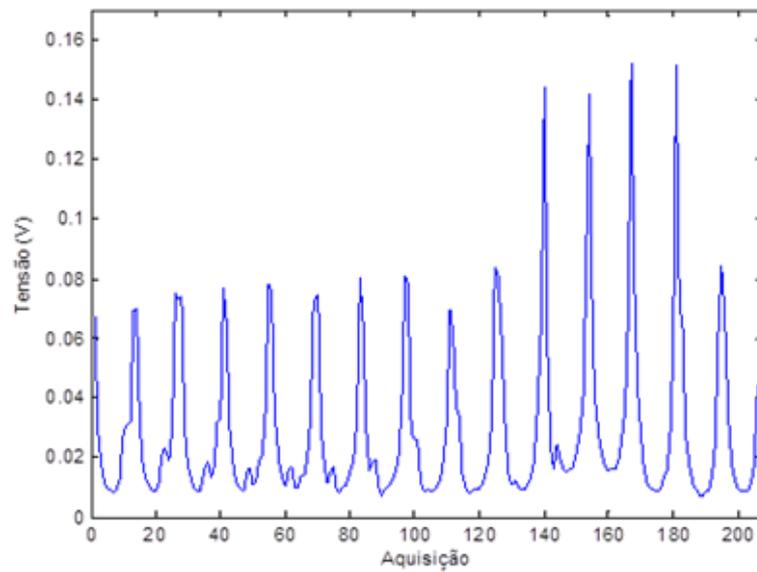
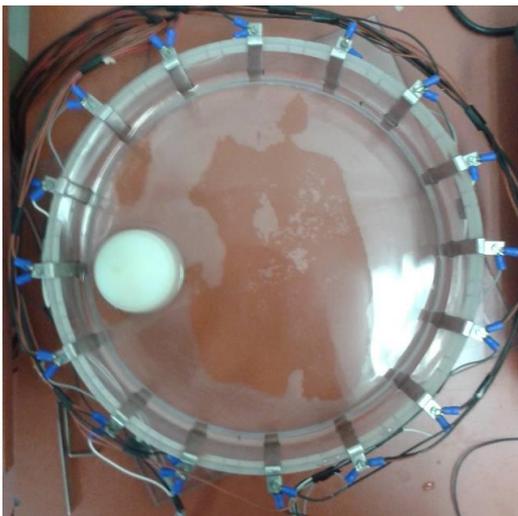
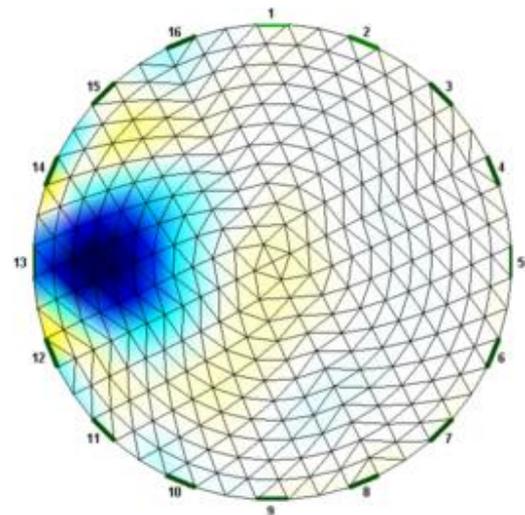


Figura 5.29 - Varredura completa de aquisição de tensão para cilindro isolante próximo ao eletrodo 13

A Figura 5.30 exibe o cilindro isolante próximo ao eletrodo 13 e a imagem reconstruída a partir da execução do algoritmo TIE.



a) cilindro posicionado no objeto simulador



b) imagem reconstruída

Figura 5.30 - Comparação entre imagens para o cilindro condutor próximo ao eletrodo 13, onde: a) cilindro posicionado no objeto simulador; e b) imagem reconstruída

A Figura 5.31 apresenta a varredura completa de aquisição de tensão para cilindro condutor próximo ao eletrodo 13.

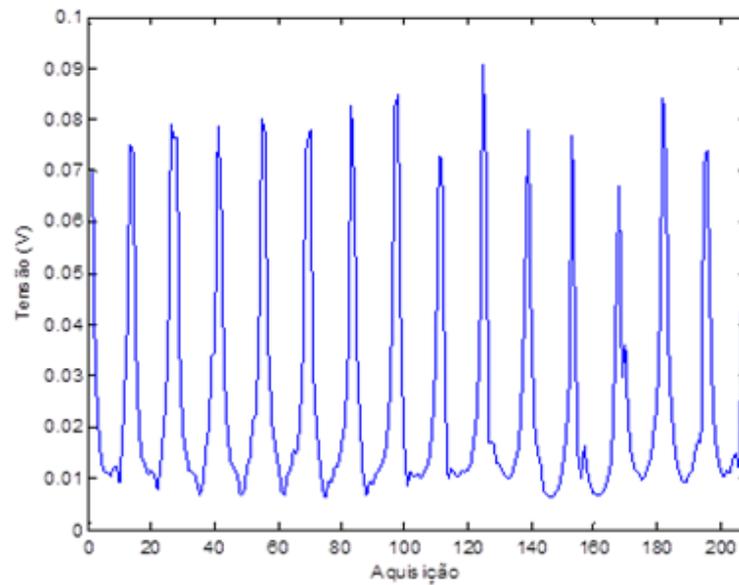
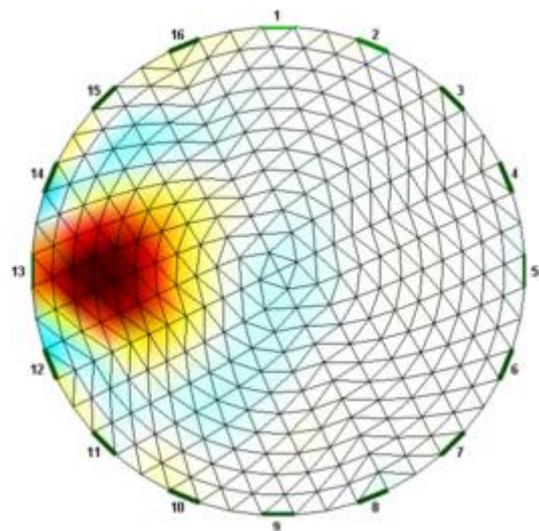


Figura 5.31 - Varredura completa de aquisição de tensão para cilindro condutor próximo ao eletrodo 13

A Figura 5.32 mostra o cilindro condutor próximo ao eletrodo 13 e a imagem reconstruída a partir da execução do algoritmo TIE.



a) cilindro posicionado no objeto simulador



b) imagem reconstruída

Figura 5.32 - Comparação entre imagens para o cilindro condutor próximo ao eletrodo 13, onde: a) cilindro posicionado no objeto simulador; e b) imagem reconstruída

A Figura 5.33 apresenta a varredura completa de aquisição de tensão para cilindro isolante posicionado no centro do objeto simulador.

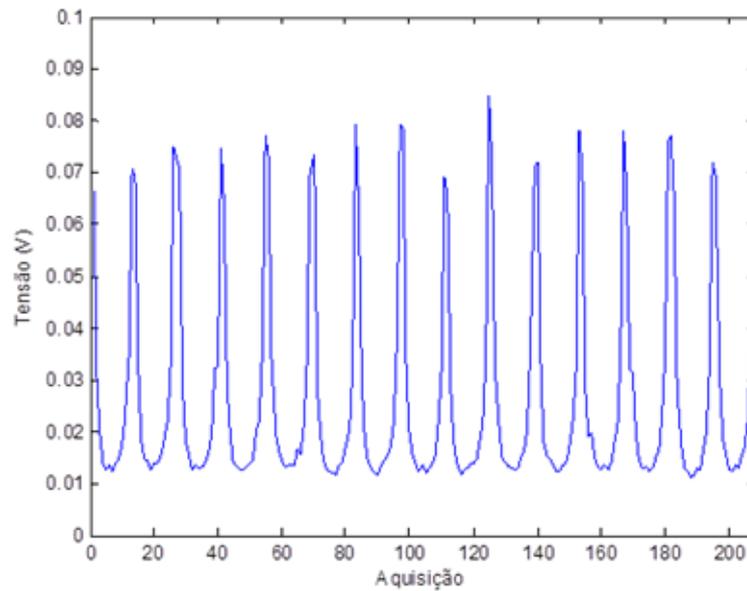
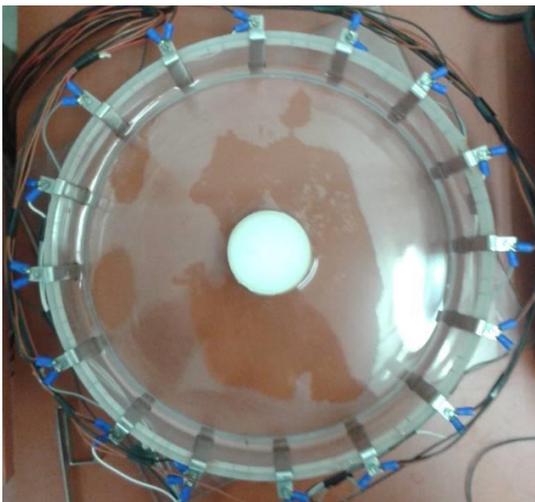
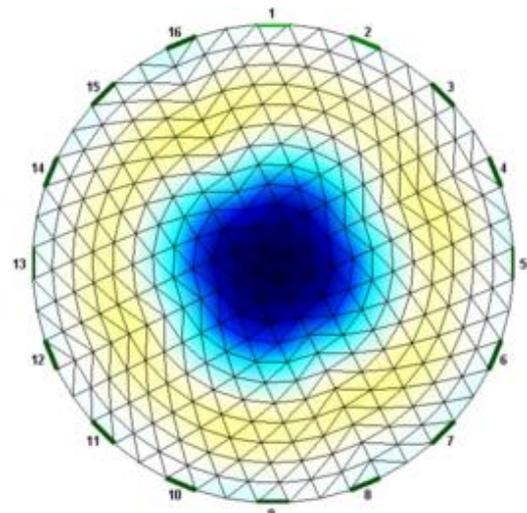


Figura 5.33 - Varredura completa de aquisição de tensão para cilindro isolante posicionado no centro

A Figura 5.34 mostra o cilindro isolante posicionado no centro e a imagem reconstruída a partir da execução do algoritmo TIE.



a) cilindro posicionado no objeto simulador



b) imagem reconstruída

Figura 5.34 - Comparação entre imagens para o cilindro isolante posicionado no centro, onde: a) cilindro posicionado no objeto simulador; e b) imagem reconstruída

A Figura 5.35 apresenta a varredura completa de aquisição de tensão para cilindro condutor posicionado no centro do objeto simulador.

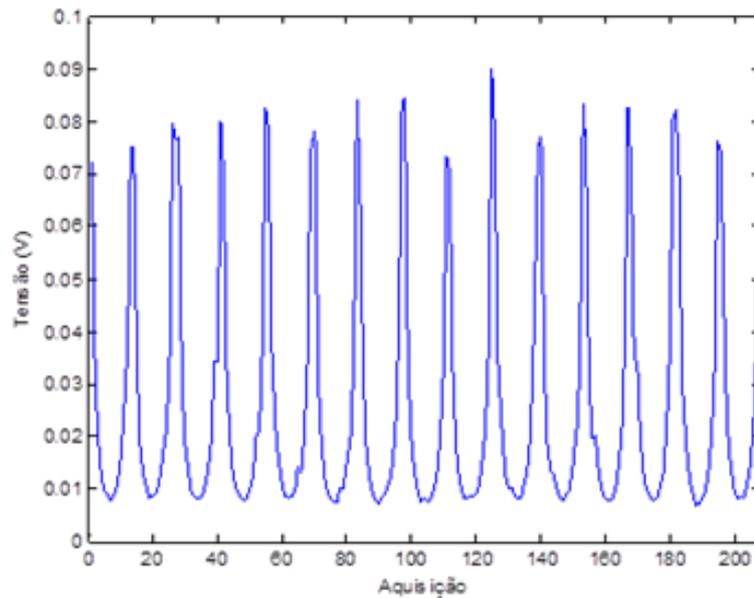
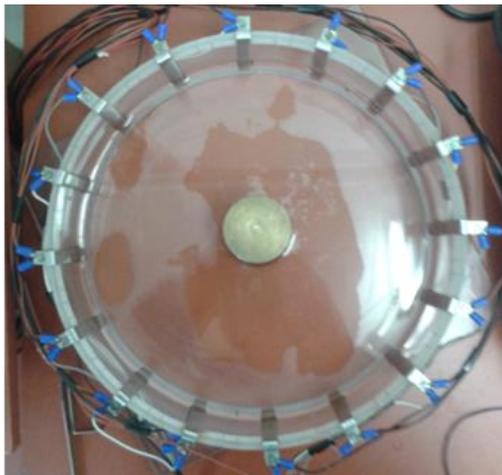
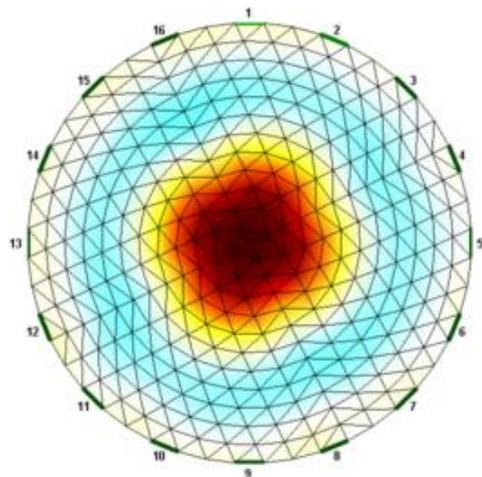


Figura 5.35 - Varredura completa de aquisição de tensão para cilindro condutor posicionado no centro

A Figura 5.36 mostra o cilindro condutor posicionado no centro e a imagem reconstruída a partir da execução do algoritmo TIE.



a) cilindro posicionado no objeto simulador



b) imagem reconstruída

Figura 5.36 - Comparação entre imagens para o cilindro condutor posicionado no centro, onde: a) cilindro posicionado no objeto simulador; e b) imagem do cilindro reconstruída

A Figura 5.37 exibe a varredura completa de aquisição de tensão para os dois cilindros posicionados no objeto simulador. Com o cilindro condutor próximo ao eletrodo 1 e o cilindro isolante próximo ao eletrodo 9.

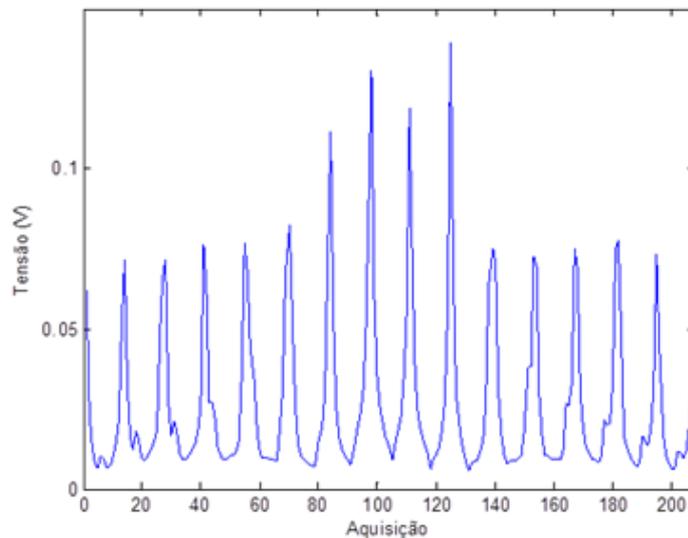
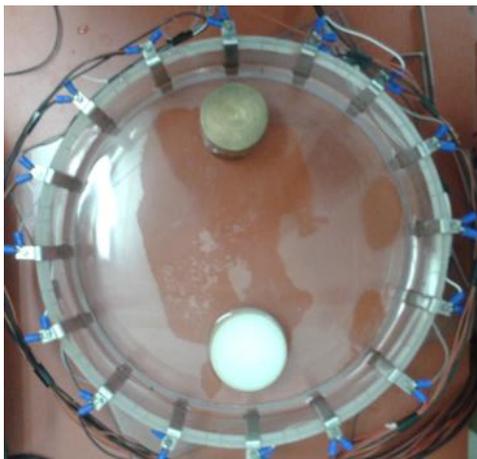
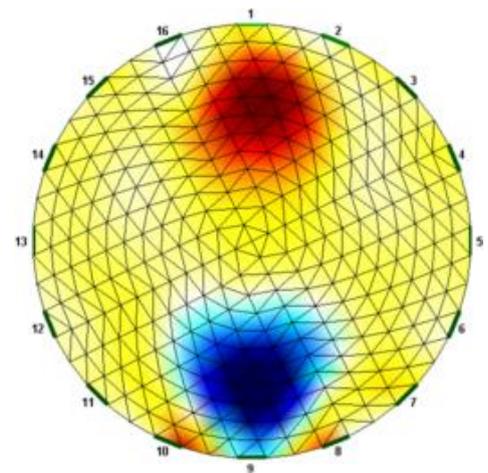


Figura 5.37 - Varredura completa de aquisição de tensão para dois cilindros, um condutor posicionado próximo do eletrodo 1 e outro isolante próximo ao eletrodo 9

A Figura 5.38 apresenta os dois cilindros posicionados no objeto simulador e a imagem reconstruída. O cilindro condutor próximo ao eletrodo 1 e o cilindro isolante próximo ao eletrodo 9.



a) cilindros posicionados no objeto simulador



b) imagem reconstruída

Figura 5.38 - Comparação entre imagens para dois cilindros, um condutor posicionado próximo do eletrodo 1 e outro isolante próximo ao eletrodo 9, onde: a) cilindros posicionados no objeto simulador; e b) imagem reconstruída

## 6. DISCUSSÃO

Neste trabalho foi apresentado a construção de um protótipo para o estudo da tomografia por impedância elétrica. Os circuitos desenvolvidos foram simulados e testados. Além disso, verificou-se o comportamento dos algoritmos elaborados para compor o sistema. Por fim, as simulações foram realizadas para avaliar o desempenho protótipo desenvolvido.

As simulações do circuito da fonte de corrente diferencial para as seis cargas entre  $15\Omega$  e  $1\text{ k}\Omega$  em três diferentes frequências, 5 kHz, 10 kHz e 20 kHz, mostraram que o circuito apresenta característica de saída de corrente constante, variando na faixa de microampères em torno da corrente de projeto (1 mA). A Figura 5.3 mostra um gráfico comparando as correntes fornecidas pelo circuito fonte de corrente simulado para os diferentes valores de carga conectados à saída. Calculou-se um erro máximo relativo igual a 5,36 % para uma carga de  $560\Omega$  na frequência de 5 kHz, comparado com a corrente de projeto. Verifica-se que, embora as correntes medidas através do simulador sejam menores que a corrente desejada, elas apresentam característica constante.

Ainda, no circuito fonte de corrente apresentado na Fig. 5.1, observa-se que foram utilizados os capacitores  $C_f$  e  $C_{out}$ . A utilização do capacitor  $C_f$  é uma recomendação do fabricante, seu uso visa a redução ruídos (Texas Instruments, 2008). Já o capacitor  $C_{out}$ , de acordo com (Stiz et al. (2009)), usa-se para impedir que tensões de corrente contínua (CC) de *offset* do OP sejam realimentadas positivamente para a entrada, evitando assim problemas de saturação.

Como os resultados simulados se mostraram satisfatórios, foi então elaborado o protótipo do circuito fonte de corrente em uma PCI universal, Fig. 5.2. A PCI universal foi utilizada devido sua praticidade e facilidade na montagem, uma vez que o circuito proposto não possuía muitas ligações.

Da mesma forma que na simulação, foi verificado o desempenho da PCI para seis cargas e em três diferentes frequências. Através das medições, comprovou-se que para as diferentes cargas as correntes variam na faixa de microampères em torno da corrente desejada, ou seja, apresentam comportamento de uma fonte de corrente com amplitude constante. A partir dos dados do gráfico da Fig. 5.4, verificou-se um erro máximo relativo igual a 9,53 % para uma carga de  $15\Omega$  na frequência de 20 kHz, comparado com a corrente de projeto. Este erro pode ser considerado normal, pois está associado a incertezas de medições e a características de tolerância de resistência dos resistores utilizados na montagem da PCI. Esses resultados mostram que a montagem do circuito na PCI universal foi executada corretamente e que os componentes foram acertadamente determinados no projeto.

Na simulação do circuito de chaveamento, onde foi analisada a influência do canal DEMUX do CI CD4051 BCN sobre a corrente fornecida pela fonte de corrente diferencial, verificou-se que a corrente de saída sobre uma carga de  $1\text{ k}\Omega$ , apresentou um erro de 4 %, comparado à corrente desejada (1 mA). Com esse resultado foi constatado que o CI não influencia na corrente fornecida pela fonte de corrente. Assim, desenvolveu-se o diagrama esquemático do circuito de chaveamento, representado pela Fig. 5.7, e sua tabela verdade, apresentada na Tab. 5.3.

A implementação do circuito de chaveamento foi elaborada em uma PCI dupla face, conforme Fig. 5.8. Foi utilizado a PCI dupla face devido a necessidade de um grande número de ligações entre os CI's e os conectores. Com o resultado do teste de funcionamento da PCI de chaveamento, detalhado na Tab. 5.4, verifica-se que os canais demultiplexadores do circuito não apresentam uma influência significativa sobre a corrente fornecida pela fonte de corrente diferencial, podendo ser considerado como uma chave ideal.

Nas simulações de teste do algoritmo MMQ de tratamento de sinal foi utilizado o ruído branco gaussiano. Foram executadas verificações de sinais com ruídos de SNR igual a 5 dB, 10 dB e 15 dB. Na verificação do sinal de SNR igual a 10 dB, a partir da Fig. 5.11, calculou-se através dos dados dos gráficos um erro máximo, entre as amplitudes do sinal original e do sinal obtido pelo MMQ, igual a 2,59 %. Já a Figura 5.12 apresenta a simulação para um sinal com um ruído de 15 dB, onde o sinal reconstruído, através da aplicação do algoritmo MMQ, apresentou um erro máximo de 2,25 %. Para a simulação do sinal adicionado por ruído de 5 dB, conforme ilustra a Fig. 5.13, o erro máximo após aplicação do algoritmo MMQ foi de 5,69 %. Ambos comparados com o sinal original sem ruídos. Com base nesses resultados, verificou-se que o algoritmo MMQ apresenta uma boa resposta para a filtragem de sinais sujeitos aos ruídos indesejáveis.

O funcionamento do algoritmo de aquisição foi verificado através dos gráficos de aquisição de tensão. Na Figura 5.14 é apresentado o gráfico de aquisição de tensão para uma aplicação de corrente em apenas um par de eletrodos, através do canal 1 do circuito de chaveamento. Ao total foram adquiridos 13 valores de tensão, obedecendo aos critérios do método adjacente. A partir deste gráfico, constatou-se a característica de aquisição de tensão de um Sistema TIE. Os pares de eletrodos próximos aos eletrodos de aplicação de corrente apresentam uma tensão de amplitude maior e os mais afastados apresentam um valor de menor. Já a Figura 5.15 descreve o gráfico de aquisição de tensão para uma varredura completa, gerando ao total 208 medições de tensão. Com essa resposta gráfica, foi verificado o correto funcionamento do algoritmo de aquisição, pois apresentam similaridade com os gráficos exibidos pela literatura citada ao longo do trabalho. Também, pode-se constatar que o circuito de chaveamento e a PCI fonte de corrente atuaram corretamente neste processo de aquisição.

O funcionamento do protótipo, com a execução otimizada de todas as etapas do Sistema TIE, foi verificado a partir das imagens reconstruídas por meio da execução do algoritmo TIE, responsável pelo controle do sistema proposto.

A partir dos gráficos de aquisição apresentados na Fig. 5.17, Fig. 5.21, Fig. 5.25, Fig. 5.29 e Fig. 5.33, verifica-se que para cada posição do cilindro isolante no objeto simulador, os valores de amplitude de tensão coletada apresentam resultados diferentes. Embora esses valores sejam diferentes, o formato do gráfico de aquisição, para cada posição do cilindro no objeto simulador, segue o mesmo padrão. Os eletrodos de aquisição mais distantes apresentam uma tensão inferior, comparados aos eletrodos próximos dos eletrodos de aplicação de corrente.

As imagens exibidas pela Fig. 5.18, Fig. 5.22, Fig. 5.26, Fig. 5.30 e a Fig. 5.34, apresentam a comparação entre a imagem do cilindro isolante posicionado no interior do objeto simulador e a imagem reconstruída, onde a cor azul na imagem reconstruída representa uma alta resistividade. Constata-se que há uma reconstrução satisfatória da imagem. Para todas as configurações do cilindro isolante no objeto simulador, o Sistema TIE teve a capacidade de identificar a posição e a resistividade do cilindro.

Da mesma forma que com o cilindro isolante, através da Fig. 5.19, Fig. 5.23, Fig. 5.27, Fig. 5.31 e Fig. 5.35, verifica-se que os valores das amplitudes de tensão coletadas são diferentes para cada posição em que o cilindro condutor foi colocado no objeto simulador. Entretanto, o mesmo padrão gráfico de aquisição foi mantido.

As imagens de reconstrução exibidas na Fig. 5.20, Fig. 5.24, Fig. 5.28, Fig. 5.32 e Fig. 5.36 mostram reconstruções com o cilindro condutor em diferentes disposições no objeto simulador, onde a cor vermelha na imagem reconstruída representa um material de baixa resistividade. O Sistema TIE desenvolvido foi capaz de identificar o cilindro condutor. A partir das imagens geradas, percebe-se uma imagem reconstruída com resultado satisfatório. Em todas as posições em que o cilindro condutor foi posicionado, o Sistema TIE proposto detectou sua posição e sua resistividade.

A fim de verificar a capacidade do sistema na identificação de materiais condutores e isolantes em um mesmo processo de reconstrução, foi executada uma simulação com os dois cilindros posicionados simultaneamente no objeto simulador. Com essa simulação, obteve-se o gráfico de aquisição da Fig. 5.37. Assim como nos gráficos anteriores, sua forma possui o mesmo padrão. Ainda, de acordo com a imagem de reconstrução exibida na Fig. 5.38, o sistema identificou a característica de resistividade e a posição dos dois cilindros dispostos no objeto simulador.

Analisando todas as imagens reconstruídas, percebe-se certa dificuldade do sistema na resolução do contorno da imagem. Nas reconstruções com o cilindro isolante e com o cilindro

condutor, identifica-se uma baixa qualidade de resolução no contorno. Cabe salientar que esta é uma das principais dificuldades enfrentadas por sistemas de reconstrução de imagem por impedância. Essa característica também pode ser verificada na Fig. 4.10, na Fig. 4.11 e na Fig. 4.12, onde são apresentadas reconstruções de imagens obtidas por pesquisadores do tema.

Assim como, as imagens geradas pelo Sistema TIE desenvolvido neste trabalho, as imagens apresentadas por outros pesquisadores também apresentam baixa resolução no contorno da imagem reconstruída. Essa é uma limitação que está principalmente relacionada ao número de eletrodos, as restrições de hardware e ao algoritmo de reconstrução aplicado.

Considerando as aplicações da TIE, onde a forma e a qualidade da imagem reconstruída não são os principais aspectos de análise, essa dificuldade de resolução pode ser tratada como uma condição normal do sistema.

## 7. CONCLUSÃO

O Sistema TIE desenvolvido neste trabalho possui as características necessárias para a pesquisa em física aplicada. Além disso, as funcionalidades do protótipo proposto permitem o ajuste da corrente elétrica aplicada aos eletrodos, o comando do circuito de chaveamento, o controle do sistema de aquisição e a escolha de diferentes métodos de reconstrução da imagem. Ainda, a forma do objeto simulador permite a obtenção de imagens de pequenos corpos relacionadas à biologia, medicina, engenharia e outras áreas.

Considerando o objetivo deste trabalho, conclui-se que o Sistema TIE construído possui a habilidade para integrar as etapas de aquisição de sinais, processamento de dados e reconstrução da imagem. A avaliação de desempenho do protótipo mostrou sua capacidade em reconstruir imagens de forma otimizada para diferentes configurações do objeto simulador. Com as imagens obtidas, pode-se verificar a posição do cilindro no objeto simulador e sua característica quanto à resistividade.

Como trabalhos futuros, pode-se destacar a substituição dos resistores utilizados na PCI fonte de corrente por resistores de maior precisão, objetivando um melhor desempenho da corrente de saída. Ainda, uma pesquisa utilizando outros objetos para a reconstrução de imagem seria importante para a verificação do comportamento do sistema.

## 8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADLER, A.; LIONHEART, W. R. Uses and abuses of EIDORS: an extensible software base for EIT. **Physiological measurement**, v. 27, n. 5, p. S25, 2006.

ADLER, A.; LOMIEJ GRYCHTOL, B.; BAYFORD, R. Why is EIT so hard, and what are we doing about it? **Focus**, v. 36, n. 6, 2015.

ARISTOVICH, K. et al. Imaging fascicle traffic in peripheral nerve using fast neural EIT. In: 16th INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL APPLICATIONS OF ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY, 2015. Neuchâtel, Switzerland. **Proceedings...** CSEM SA. p.75.

BARBER, D.; BROWN, B. Applied potential tomography. **Journal of Physics E: Scientific Instruments**, v. 17, n. 9, p. 723, 1984.

BERA, T. K.; NAGARAJU, J. A simple instrumentation calibration technique for electrical impedance tomography (EIT) using a 16-electrode phantom. In: 2009 IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON AUTOMATION SCIENCE AND ENGINEERING, 2009. **Proceedings...** IEEE. p.347-352.

\_\_\_\_\_. Resistivity imaging of a reconfigurable phantom with circular inhomogeneities in 2D-electrical impedance tomography. **Measurement**, v. 44, n. 3, p. 518-526, 2011a.

\_\_\_\_\_. Switching of the surface electrode array in A 16-electrode EIT system using 8-Bit parallel digital data. In: INFORMATION AND COMMUNICATION TECHNOLOGIES (WICT), 2011 WORLD CONGRESS ON, 2011b. **Proceedings...** IEEE. p.1288-1293.

\_\_\_\_\_. Studying the resistivity imaging of chicken tissue phantoms with different current patterns in Electrical Impedance Tomography (EIT). **Measurement**, v. 45, n. 4, p. 663-682, 2012.

BERTEMES-FILHO, P.; BROWN, B.; WILSON, A. A comparison of modified Howland circuits as current generators with current mirror type circuits. **Physiological Measurement**, v. 21, n. 1, p. 1, 2000.

BERTEMES-FILHO, P.; FELIPE, A.; VINCENCE, V. C. High accurate Howland current source: Output constraints analysis. **Circuits and Systems**, v. 4, n. 07, p. 451, 2013.

BRAGA, N. C. **Fundamentos de Som e Acústica**. São Paulo: Institute Newton C. Braga, 2015. 329

BROWN, B. Electrical impedance tomography (EIT): a review. **Journal of medical engineering & technology**, v. 27, n. 3, p. 97-108, 2003.

BROWN, B.; SEAGAR, A. The Sheffield data collection system. **Clinical Physics and Physiological Measurement**, v. 8, n. 4A, p. 91, 1987.

BROWN, B. H. Medical impedance tomography and process impedance tomography: a brief review. **Measurement Science and Technology**, v. 12, n. 8, p. 991, 2001.

CHAPRA, S. C.; CANALE, R. P. **Métodos Numéricos para Engenharia - 5.ed.** McGraw Hill Brasil, 2009.

CHITTURI, V. et al. A Low Cost Electrical Impedance Tomography (EIT) for Pulmonary Disease Modelling and Diagnosis. In: THE SECOND INTERNATIONAL CONFERENCE ON TECHNOLOGICAL ADVANCES IN ELECTRICAL, ELECTRONICS AND COMPUTER ENGINEERING (TAECE2014), 2014. **Proceedings...** The Society of Digital Information and Wireless Communication. p.83-89.

DALVI-GARCIA, F.; SOUZA, M. N. D.; PINO, A. V. Algoritmo de reconstrução de imagens para um sistema de Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) baseado em configuração multiterminais. **Rev. Bras. Eng. Bioméd., Rio de Janeiro**, v. 29, n. 2, p. 133-143, 2013.

DE CEZARO, A. **Problemas inversos: uma introdução.** Rio Grande: Universidade Federal do Rio Grande, 2012. Disponível em: < <http://www.sbm.org.br/docs/coloquios/SU-1.06.pdf> >. Acesso em: 10/09/2016.

DE SOUZA, R. M. **O Método dos Elementos Finitos aplicado ao problema de condução de calor.** Belém: Universidade Federal do Pará, 2003.

GALVÃO, P. B. D. A. Tecnologia e medicina: imagens médicas e a relação médico-paciente. **Revista Bioética**, v. 8, n. 1, 2009.

GISSER, D.; ISAACSON, D.; NEWELL, J. Current topics in impedance imaging. **Clinical Physics and Physiological Measurement**, v. 8, n. 4A, p. 39, 1987.

HADAMARD, J. **Lectures on Cauchy's problem in linear partial differential equations.** Courier Corporation, 2014.

HAYKIN, S.; MOHER, M. **Sistemas modernos de comunicações wireless.** Bookman Editora, 2009.

HELENE, O. **Metodos dos Minimos Quadrados.** Editora Livraria da Física, 2006.

HENDERSON, R. P.; WEBSTER, J. G. An impedance camera for spatially specific measurements of the thorax. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, n. 3, p. 250-254, 1978.

HUA, P.; WEBSTER, J. G.; TOMPKINS, W. J. Effect of the measurement method on noise handling and image quality of EIT imaging. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 1987. **Proceedings....** p.1429-1430.

HUANG, J.-J. et al. Design of wearable and wireless electrical impedance tomography system. **Measurement**, v. 78, p. 9-17, 2016.

TEXAS INSTRUMENTS. **LM741 Operational Amplifier.** 1998. (SNOSC25D)

TEXAS INSTRUMENTS. **AN-1515: A Comprehensive Study of the Howland Current Pump**. 2008. (SNOA474A)

LIONHEART, W.; POLYDORIDES, N.; BORSIC, A. The reconstruction problem. **Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications**, v. 750309520, p. 3-64, 2005.

MALMIVUO, J.; PLONSEY, R. **Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields**. Oxford University Press, USA, 1995.

MENIN, O. H. **Método dos elementos de contorno para tomografia de impedância elétrica**. 2009. 71 f. Dissertação (Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia). Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

NUNES, F. L. Introdução ao processamento de imagens médicas para auxílio a diagnóstico—uma visão prática. **Livro das Jornadas de Atualizações em Informática**, p. 73-126, 2006.

RODRIGUES, R. P. **Estudo teórico da tomografia por impedância elétrica**. 2013. 97 f. Dissertação (Mestrado em Modelagem Computacional). Modelagem Computacional, Universidade Federal do Rio Grande, Rio Grande.

RODRIGUEZ, S. **Procedimento de medida de condutividade in vivo para desenvolver um atlas anatômico de tomografia por impedância elétrica**. 2010. 104 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica). Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de São Paulo, São Paulo.

SAULNIER, G. J. EIT instrumentation. **Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications**, p. 65-104, 2005.

SAULNIER, G. J. et al. Electrical impedance tomography. **IEEE Signal Processing Magazine**, v. 18, n. 6, p. 31-43, 2001.

FAIRCHILD SEMICONDUCTOR. **CD4051BC Single 8 Channel Analog Multiplexer/Demultiplexer**. 2000

SOULSBY, C.; YAZAKI, E.; EVANS, D. F. Applications of electrical impedance tomography in the gastrointestinal Tract. **Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications**, p. 186, 2004.

STIZ, R. A. et al. Wide band Howland bipolar current source using AGC amplifier. **IEEE Latin America Transactions**, v. 7, n. 5, p. 514-518, 2009.

TOCCI, R. J.; WIDMER, N. S.; MOSS, G. L. **Sistemas digitais: princípios e aplicações**. Prentice Hall, 2003.

TŠOEU, M.; INGGS, M. R. Fully Parallel Electrical Impedance Tomography Using Code Division Multiplexing. **IEEE transactions on biomedical circuits and systems**, v. 10, n. 3, p. 556-566, 2016.

TUCKER, A. S.; FOX, R. M.; SADLEIR, R. J. Biocompatible, high precision, wideband, improved Howland current source with lead-lag compensation. **IEEE transactions on biomedical circuits and systems**, v. 7, n. 1, p. 63-70, 2013.

WEBSTER, J. G. **Electrical impedance tomography**. Taylor & Francis Group, 1990.

WILLSKY, A. S.; OPPENHEIM, A. V. **Sinais e Sistemas**. São Paulo: Pearson, 2010.