



Universidade Federal de Pernambuco  
Centro de Tecnologia e Geociências  
Departamento de Engenharia Biomédica

David Edson Ribeiro

**PROTÓTIPO DE UM TOMÓGRAFO DE IMPEDÂNCIA DE BAIXO CUSTO BASEADO  
EM *OPEN-HARDWARE***

Recife

2017

David Edson Ribeiro

**PROTÓTIPO DE UM TOMÓGRAFO DE IMPEDÂNCIA DE BAIXO CUSTO BASEADO  
EM *OPEN-HARDWARE***

Trabalho submetido ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica do Centro de Tecnologia e Geociências da Universidade Federal de Pernambuco, Na área de Computação Biomédica e linha de pesquisa processamento de biossinais e imagens médicas e biológicas como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Wellington Pinheiro dos Santos

Coorientador: Prof. Dr. Ricardo Emmanuel de Souza

Recife

2017

Catálogo na fonte  
Bibliotecária: Neide Mesquita Gonçalves Luz / CRB4-1361 (BCTG)

R484p. Ribeiro, David Edson.  
Protótipo de um tomógrafo de impedância de baixo custo baseado no paradigma *Open-Hardware* / David Edson Ribeiro – Recife, 2017.  
96 folhas.: il., fig. tab.

Orientador: Prof. Dr. Wellington Pinheiro dos Santos.  
Coorientador: Prof. Dr. Ricardo Emmanuel de Souza.  
Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, 2017.  
Inclui Referências e Apêndices.

1. Engenharia Biomédica. 2. Tomografia por impedância elétrica. 3. TIE. 4. Métodos não invasivos. 5. Reconstrução de imagens. 6. Hardware Aberto. I. Santos, Wellington Pinheiro dos (Orientador). II. Souza, Ricardo Emmanuel de (Coorientador). III. Título.

610.28CDD (22.ed)

UFPE/BCTG-2018- 238

DAVID EDSON RIBEIRO

## **PROTÓTIPO DE UM TOMÓGRAFO DE IMPEDÂNCIA DE BAIXO-CUSTO BASEADO EM *OPEN- HARDWARE***

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica e aprovada em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

Aprovado em 29/08/2017

Orientador: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. Wellington Pinheiro dos Santos, Doutor pela  
Universidade de Campina Grande - Campina Grande, Brasil

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Wellington Pinheiro dos Santos, UFPE  
Doutor pela Universidade Federal de Campina Grande – Campina Grande,  
Brasil

Prof. Dr. Ricardo Emmanuel de Souza, UFPE  
Doutor pela Universidade Federal de Pernambuco – Recife, Brasil

Profa. Dra. Cristine Martins Gomes de Gusmão, UFPE  
Doutora pela Universidade Federal de Pernambuco – Recife, Brasil

Prof. Dr. Sérgio de Lemos Campello, UFPE  
Doutor pela Universidade Federal de Pernambuco – Recife, Brasil

Recife, 29 de agosto de 2017.

*Dedico este trabalho a todos que lutam diariamente por uma educação pública de qualidade que traga oportunidade a todos os brasileiros de todas as classes sociais.*

# Agradecimentos

Agradeço a minha amada esposa Danúbia, que me apoiou e incentivou em momentos difíceis de minha vida e luta a cada dia pela nossa felicidade, e junto com meus enteados Heloisa e Heitor trazem a alegria de uma família que me sustenta e que tanto amo. Ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica e em especial ao amigo e orientador Prof. Dr. Wellington Pinheiro dos Santos que além do trabalho do mestrado, incentivou um grupo de pesquisas em Computação Biomédica a trabalhar em equipe e desenvolver a produção acadêmica, sendo de grande valia a convivência com excelentes colegas de pesquisa. Ao Coorientador Prof. Dr Ricardo Emmanuel pelo apoio com equipamentos e sugestões durante o projeto. Aos meus colegas de trabalho no Departamento de Energia Nuclear da UFPE, Antônio, Fernando, Carlos, Daniel, Eriendson e Glauber que sempre me incentivaram a seguir em frente e ter forças para conciliar trabalho e estudo. Com muita satisfação ao colega de Mestrado Valter Barbosa, que além de experiência e conhecimento se mostrou um amigo que sempre está disposto a ajudar o próximo, torço muito na sua caminhada acadêmica. Aos alunos de iniciação científica Manoela Pascoal, Natália Souza, Rodrigo Ogava, Rodrigo Valença, Hadassa Debus e Italo José que contribuíram para que este trabalho acontecesse com seus esforços em pesquisa de soluções.

*"A crise da educação no Brasil não é uma crise; é um projeto."*

DARCY RIBEIRO

# Resumo

A Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) é uma tecnologia não invasiva e livre de radiações ionizantes para aquisição de imagens tomográficas. Ela se baseia na aplicação de um padrão de corrente elétrica alternada de baixa amplitude e alta frequência, através de eletrodos dispostos em torno da superfície da seção do corpo, e na medição do potencial resultante nos eletrodos. As imagens de TIE são a reconstrução computacional do mapeamento estimado das condutividades ou permissividades elétricas do interior da seção do corpo, calculadas a partir da relação entre os dados de excitação e os dados de resposta. Apesar de ainda apresentar baixa resolução e reconstrução lenta se comparadas a outras técnicas de tomografia utilizadas, possui vantagens que tornam viável sua aplicação clínica e pesquisas na área. A proposta do presente trabalho é o desenvolvimento de um protótipo de baixo custo baseado no paradigma *Open Hardware* fundamentado em plataforma microcontrolada para posterior utilização na geração de dados para aplicação de algoritmos de reconstrução a partir de uma imagem real.

**Palavras-chave:** Tomografia por impedância elétrica. TIE. Métodos não invasivos, Reconstrução de imagens. *Hardware* Aberto.

# Abstract

Electrical Impedance Tomography (TIE) is a non-invasive and ionizing radiation-free technology for the acquisition of tomographic images. It is based on the application of an alternating current pattern of low amplitude and high frequency, through electrodes arranged around the surface of the section of the body, and in the measurement of the resulting potential in the electrodes. The TIE images are the computational reconstruction of the estimated mapping of the electric conductivities or permissivities of the interior of the body section, calculated from the relation between the excitation data and the response data. Despite still low resolution and slow reconstruction compared to other tomography techniques used, it has advantages that make its clinical application and research in the area viable. The proposal of the present work is the development of a low cost prototype based on the Open Hardware paradigm based on a microcontrolled platform for later use in the generation of data for the application of reconstruction algorithms from a real image.

**Keywords:** Electrical impedance tomography, EIT. Non-invasive methods. Image Reconstruction. *Open-Hardware*.

# Lista de ilustrações

Figura 1 – Impedância Elétrica . . . . .	17
Figura 2 – Protocolos de leitura de eletrodos: multiportas (esq) e multiterminais (dir) retirado de Garcia, Souza e Pino (2013) . . . . .	18
Figura 3 – Representação do problema direto, retirado de FEITOSA (2015) . . . . .	18
Figura 4 – Representação do problema inverso, retirado de FEITOSA (2015) . . . . .	19
Figura 5 – Protótipo desenvolvido por Brown, Barber e Seagar (1985) . . . . .	21
Figura 6 – Placa de desenvolvimento de entrada Arduino UNO . . . . .	23
Figura 7 – Protótipo proposto por Garcia, Souza e Pino (2013) baseado na placa analógica NI PCI-6251 . . . . .	24
Figura 8 – Diagrama de etapas do tomógrafo proposto por Bera et al. (2011) . . . . .	25
Figura 9 – Cuba de simulação do fantoma / Fonte de corrente controlada por tensão retirado de Bera et al. (2011) . . . . .	26
Figura 10 – Diagrama de fluxo de projeto do protótipo proposto por Khalighi et al. (2012)	26
Figura 11 – Fluxo da geração de corrente controlada por tensão Khalighi et al. (2012)	27
Figura 12 – Multiplexação dos potenciais mensurados nos eletrodos por Khalighi et al. (2012) . . . . .	27
Figura 13 – Imagens reconstruídas pelo TIE proposto por Khalighi et al. (2012) . . . . .	28
Figura 14 – Diagrama de blocos da TIE proposta por Singh et al. (2015) . . . . .	29
Figura 15 – Imagem resultante do sistema proposto por gurmeet et al 2015 Singh et al. (2015) . . . . .	29
Figura 16 – Tomógrafo Por Impedância Elétrica retirado de Ribeiro et al. (2016) . . . . .	30
Figura 17 – Representação da cuba de simulação da área imageada (Fantoma) . . . . .	31
Figura 18 – Diagrama de Blocos dos módulos componentes do protótipo . . . . .	32
Figura 19 – Cuba de simulação da área imageada . . . . .	32
Figura 20 – Medidor LCR Tonghui . . . . .	33
Figura 21 – Objeto composto por PVC . . . . .	34
Figura 22 – Objeto composto por Alumínio . . . . .	34
Figura 23 – Objeto composto por gelatina . . . . .	35
Figura 24 – Objeto composto por Agar Agar . . . . .	35
Figura 25 – Plataforma de desenvolvimento Arduino Mega 2560 . . . . .	36
Figura 26 – Ambiente de desenvolvimento Arduino IDE . . . . .	38
Figura 27 – Ambiente experimental . . . . .	40
Figura 28 – Osciloscópio HANTEK 6022be e sua interface de controle . . . . .	41
Figura 29 – Multímetros utilizados no projeto: Minipa ET-1110A e Hikari HM-202A+ . . . . .	41
Figura 30 – Medidor LCR Tonghui TH2821B . . . . .	42
Figura 31 – Condutivímetro Digimed - DM-31 . . . . .	42

Figura 32 – Gerador de Sinais AD9850 . . . . .	44
Figura 33 – Esquema da Geração da corrente de excitação . . . . .	45
Figura 34 – Circuito que mantém a corrente de excitação com amplitude constante, baseado no amplificador operacional 074 . . . . .	45
Figura 35 – Sinais medidos com o osciloscópio Hantek. O amarelo corresponde a onda senoidal gerada pelo Ad9850 e o verde ao sinal tratado pelo 074 e enviado a excitação dos eletrodos. . . . .	46
Figura 36 – Mux/Demux 4067 . . . . .	46
Figura 37 – Circuito Amplificador de instrumentação: Ganho na diferença de potencial dos eletrodos . . . . .	47
Figura 38 – Esquema do circuito do Protótipo . . . . .	49
Figura 39 – Montagem inicial do circuito projetado . . . . .	50
Figura 40 – Montagem inicial do circuito projetado: conexão com a Cuba de simulação	51
Figura 41 – Fluxograma do sistema de controle do Hardware . . . . .	52
Figura 42 – Demonstração do protocolo de leitura dos eletrodos . . . . .	53
Figura 43 – Conexão do circuito do protótipo com computador . . . . .	53

# Lista de tabelas

Tabela 1 – Resistividades de tecidos biológicos retirado de Barber e Brown (1984)	20
Tabela 2 – Condutividades dos líquidos utilizados no experimento da Cuba de simulação . . . . .	43
Tabela 3 – Comparação de impedâncias entre o disco de PVC e o objeto gelatinoso de agar agar dos Eletrodos 1 ao 8 (em Ohms) . . . . .	43
Tabela 4 – Comparação de impedâncias entre o disco de PVC e o objeto gelatinoso de agar agar dos Eletrodos 9 ao 16 (em Ohms) . . . . .	44

# Sumário

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>14</b>
1.1	Contexto e Motivação	14
1.2	Objetivos	15
1.3	Organização do Trabalho	15
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEORICA</b>	<b>17</b>
2.1	Impedância	17
2.2	Tomografia por Impedância elétrica	17
2.2.1	Métodos de excitação e resposta	17
2.2.2	Problemas direto e inverso	18
2.2.3	Reconstrução da imagem	21
2.2.4	Metodo Iterativo de Gauss-Newton	21
2.2.5	Metodos de otimização computacional	22
2.3	<i>Open-Hardware</i>	22
<b>3</b>	<b>TRABALHOS RELACIONADOS</b>	<b>24</b>
<b>4</b>	<b>PROPOSTA: PROTÓTIPO BASEADO EM <i>OPEN-HARDWARE</i></b>	<b>30</b>
4.1	Materiais e métodos	30
4.2	Definições do protótipo	31
4.3	Cuba de simulação da área imageada	31
4.4	Plataforma Microcontrolada	35
4.5	Custo	36
4.6	Entradas e saídas	37
4.7	Ambiente de desenvolvimento	37
4.8	Fonte de Corrente Alternada	37
4.9	Aquisição e Pré-Processamento	38
4.10	Multiplexador e Demultiplexador de 16 bits	38
4.11	Comunicação com Computador	39
4.12	Reconstrução computacional	39
4.13	Infraestrutura Experimental e Instrumentação	39
4.13.1	Instrumentação	39
<b>5</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b>	<b>43</b>
5.1	Experimento de Excitação e Resposta nos eletrodos	43
5.2	Fonte de Corrente	44

5.3	Sistema de aquisição de dados . . . . .	45
5.3.1	Amplificação de sinais de leitura . . . . .	46
5.4	Esquemático completo do Protótipo . . . . .	48
5.5	Sistema de controle do hardware . . . . .	48
5.6	Comunicação com o Computador . . . . .	51
6	CONCLUSÃO . . . . .	54
6.1	Conclusões Gerais . . . . .	54
6.2	Dificuldades Apresentadas . . . . .	54
6.3	Contribuições . . . . .	55
6.4	Trabalhos Futuros . . . . .	55

Referências . . . . .	56
-----------------------	----

## APÊNDICES 58

APÊNDICE A – PROPOSTA DE UM TOMÓGRAFO DE IMPEDÂNCIA DE BAIXO CUSTO BASEADO NO PARADIGMA OPEN-HARDWARE. . . . .	59
--	----

APÊNDICE B – PROTÓTIPO DE UM TOMÓGRAFO DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA BASEADO NO PARADIGMA OPEN-HARDWARE. . . . .	68
---	----

APÊNDICE C – PROTÓTIPO DE UM TOMÓGRAFO DE IMPEDÂNCIA DE BAIXO CUSTO BASEADO NO PARADIGMA OPEN-HARDWARE. . . . .	70
---	----

APÊNDICE D – CAPÍTULO DO LIVRO <i>IMAGE RECONSTRUCTION ALGORITHMS FOR ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY BASED ON SWARM INTELLIGENCE</i> . . . . .	76
---	----

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Contexto e Motivação

A Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) é uma tecnologia não invasiva e livre de radiações ionizantes para aquisição de imagens tomográficas. Ela se baseia na aplicação de um padrão de corrente elétrica alternada Tehrani et al. (2010), de baixa amplitude e alta frequência, através de eletrodos dispostos em torno da superfície da seção do corpo, e na medição do potencial resultante nos eletrodos. As imagens de TIE são a reconstrução computacional do mapeamento estimado das condutividades ou permissividades elétricas do interior da seção do corpo, calculadas a partir da relação entre os dados de excitação e os dados de resposta. As imagens de TIE ainda apresentam baixa resolução e reconstrução lenta se comparadas a outras técnicas de tomografia utilizadas, contudo possui vantagens que tornam viável sua aplicação clínica e pesquisas na área conforme descrito por Tehrani et al. (2010) e Kumar et al. (2010) A TIE possui aplicações em diversas áreas. Podem ser destacadas as aplicações médicas, foco principal desse projeto, as aplicações em geofísica e na área industrial. Dentre as aplicações médicas, a TIE é aplicada principalmente na detecção de câncer de mama, acidente vascular cerebral, e para monitorar a ventilação pulmonar imposta por ventilação mecânica Tehrani et al. (2010), Kumar et al. (2010). Apesar dos resultados promissores, a técnica de TIE ainda é recente e não está fortemente estabelecida. Outras técnicas para imagens médicas tais como ressonância magnética, ultrassonografia e tomografia computadorizada, possuem maior velocidade de reconstrução e resolução das imagens geradas com qualidade superior. No entanto, a TIE não utiliza radiações ionizantes, sendo inofensiva ao paciente e com custo de implementação baixo associado e as pequenas dimensões do equipamento, evitando a remoção do paciente de seu leito para a realização do exame, fazendo dessa técnica bem promissora para substituir algumas tecnologias existentes.

A técnica de TIE consiste na solução dos problemas direto e inverso Tehrani et al. (2010), Kumar et al. (2010). O problema direto consiste em se determinar os potenciais elétricos no interior da seção do corpo e os potenciais medidos em seu contorno a partir do padrão de excitação de corrente. Essa relação é dada pela Equação de Laplace. A estimativa da distribuição de condutividade e permissividade elétrica do interior da seção do corpo a partir das medições da resposta a excitação é, matematicamente, um problema inverso, não linear e mal posto Kumar et al. (2010). Não linear visto que a função que representa o potencial obtido no contorno do corpo depende de forma não linear da corrente elétrica aplicada. Mal posto porque a solução para a distribuição de condutividades e permissividades pode não ser única e ser instável além de apresentar grande sensibilidade a

erros numéricos e ruídos experimentais. Essas características fazem com que sua solução seja bastante dependente do algoritmo de reconstrução e da regularização Tehrani et al. (2010) e pode ser obtida através de métodos não iterativos (lineares) e iterativos (não lineares) Tehrani et al. (2010) Kumar et al. (2010). Métodos de reconstrução baseados em Inteligência Computacional também vêm sendo bastante utilizados no estado da arte da técnica Adler e Lionheart (2006) Price, Storn e Lampinen (2005) Um dos principais problemas para a difusão do uso clínico da TIE e absorção da tecnologia pelo mercado está na pouca disponibilidade de tomógrafos de baixo custo e independentes do algoritmo de reconstrução utilizado. Neste projeto a proposta é a construção de um tomógrafo de impedância elétrica de baixo custo, empregando uma estratégia de particionamento de projeto, onde será desenvolvido um sistema microcontrolado para aquisição e condicionamento de dados, responsável pela execução de diferentes protocolos de aquisição a serem definidos e por converter e transferir para um computador os potenciais elétricos da borda da área amostrada, para reconstrução da imagem via software em computador.

## 1.2 Objetivos

Este trabalho teve como objetivo desenvolver um Protótipo de baixo custo baseado no paradigma *Open-Hardware*

Como objetivos específicos, têm-se:

1. Desenvolvimento de um sistema de aquisição de dados para leitura dos eletrodos;
2. Utilização de uma plataforma de desenvolvimento baseada no Microcontrolador AVR;
3. Desenvolver Software de controle em linguagem C que possa ser compilada para arquitetura AVR;
4. Previsão de interface de comunicação para envio dos dados lidos ao software de reconstrução;
5. Previsão de comunicação com sistemas microprocessados portáteis a fim de portabilizar a reconstrução.

## 1.3 Organização do Trabalho

Este trabalho está organizado da forma que segue: no capítulo 1, são apresentados o contexto, a motivação e os objetivos deste trabalho; no capítulo 2 é feito um estudo bibliográfico; no capítulo 3 é feita uma revisão do estado da arte da técnica, sendo apresentados trabalhos relacionados ao presente, terminando com considerações que situam o trabalho desenvolvido; no capítulo 4, busca-se apresentar a metodologia e a proposta do trabalho

em si, bem como a infraestrutura experimental; os resultados são exibidos e comentados no capítulo 5, onde se descreve os resultados do protótipo a partir das melhores configurações de *Software* e *Hardware*; por fim, as conclusões, comentários, contribuições e trabalhos futuros são apresentados no capítulo 6.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEORICA

### 2.1 Impedância

A Impedância elétrica é a grandeza responsável pela quantificação da oposição a passagem de corrente elétrica em circuitos de corrente alternada Nilsson e Riedel (2008). Sua composição é definida pela resistência onde parte da energia é gasta na forma de calor (efeito Joule) e pela reatância capacitiva e indutiva. Apesar da impedância  $Z$  não ser um fasor, é representado por um número complexo constituído pela soma da resistência  $R$  (parte real) e uma reatância  $X$  (parte imaginária). A Impedância  $Z$ , descrita na Figura 1, é uma grandeza expressa em ohms e demonstra a oposição que um circuito elétrico traz a um fluxo de corrente variável no tempo.

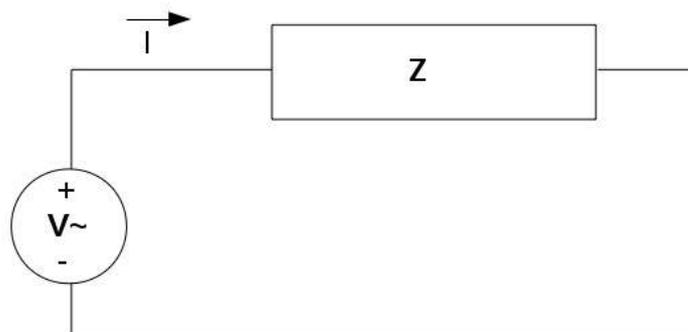


Figura 1 – Impedância Eletrica

### 2.2 Tomografia por Impedância elétrica

A Tomografia por Impedância elétrica é uma técnica que consiste em uma aplicação de um sinal alternado de corrente ou tensão dois eletrodos de superfície espalhados por um corpo e posterior leitura da resposta que esse corpo dá a excitação através da medição de tensões ou correntes de resposta. Essas leituras representam os mapas das permissividades ou condutividades e constituem os dados necessários a reconstrução de uma imagem por um algoritmo.

#### 2.2.1 Métodos de excitação e resposta

A tecnica que utiliza a aplicação de uma corrente de excitação a um par de eletrodos é denominada multiportas, enquanto a aplicação de tensão em um eletrodo gerando um

potencial e consequente leitura de correntes nos eletrodos restantes é chamada multiportas, ambas as técnicas estão descritas na figura 2 com os métodos de excitação e leitura explicando o processo nos eletrodos.

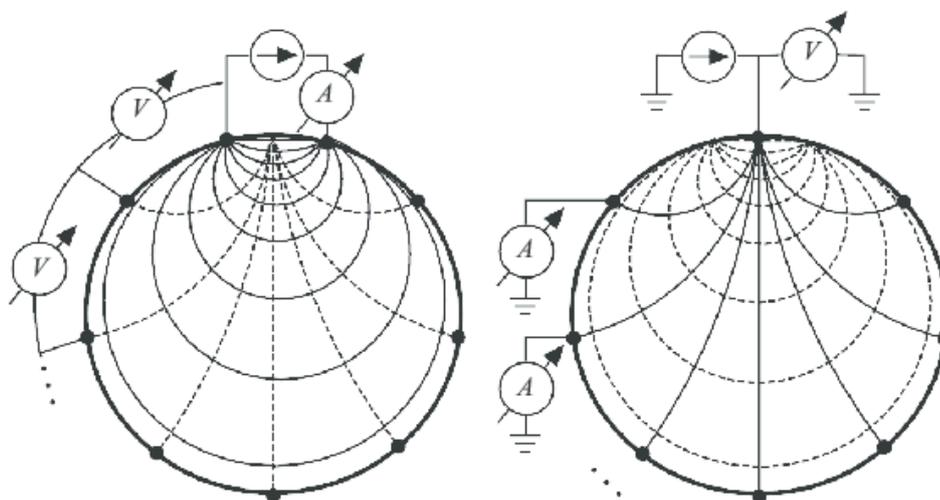


Figura 2 – Protocolos de leitura de eletrodos: multiportas (esq) e multiterminais (dir) retirado de Garcia, Souza e Pino (2013)

Os equifluxos ou linhas de campo estão representadas por linhas contínuas, enquanto os equipotenciais por linhas tracejadas. Na configuração multiportas, o sinal de corrente é injetada em um par de eletrodos adjacentes, enquanto que as diferenças de potencial são medidas nos demais pares, enquanto que na configuração multiterminais, um sinal de tensão é medida sobre a fonte que injeta corrente em apenas um eletrodo, enquanto são medidas as correntes que fluem para os demais eletrodos que estão aterrados segundo Garcia, Souza e Pino (2013).

### 2.2.2 Problemas direto e inverso

O problema direto consiste em, dada uma distribuição interna de condutividade em um meio condutivo não homogêneo (corpo humano), estimar qual será a corrente mensurada nos eletrodos de superfície (potenciais de borda) como é mostrado na figura 3.

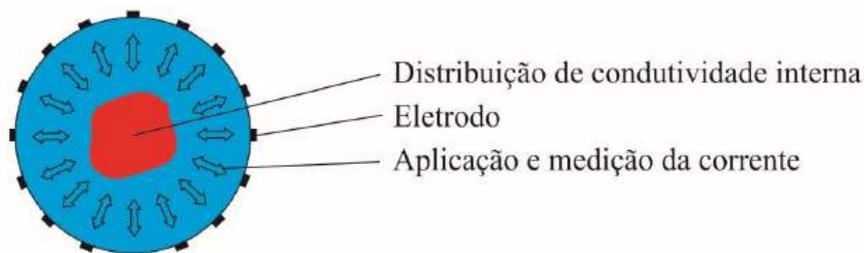


Figura 3 – Representação do problema direto, retirado de FEITOSA (2015)

Esta estimação dos potenciais de borda a partir de uma distribuição interna é feita pela equação de Poisson, mostrada a seguir.

$$\nabla(\sigma \nabla \phi) = 0 \quad (2.1)$$

Onde  $\sigma$  representa a distribuição interna de condutividade e  $\phi$  corresponde aos potenciais distribuídos na borda do corpo definidas na próxima expressão.

$$\sigma \frac{\partial \phi}{\partial \hat{n}} = j \quad (2.2)$$

Na qual  $\hat{n}$  é o normal externo e utilizam-se valores positivos para a corrente aplicada  $J$  demonstrada por Martins et al. (2012). Não existem soluções analíticas para (5) e (6) em um domínio arbitrário. Contudo, uma solução aproximada para os potenciais de borda pode ser obtida através do Método dos Elementos Finitos (MEF) que transforma o sistema não linear (5) e (6) no seguinte conjunto de sistemas lineares:

$$K(\sigma) \bullet \Phi - C = 0 \quad (2.3)$$

No qual e dado uma distribuição de condutividade  $\sigma$  obtém-se uma aproximação para os potenciais de borda  $\Phi$ .

O problema inverso consiste em: a partir de distribuição de potenciais externa e de uma corrente aplicada, determinar a distribuição interna de condutividade para um domínio e demonstrada graficamente na figura 4.

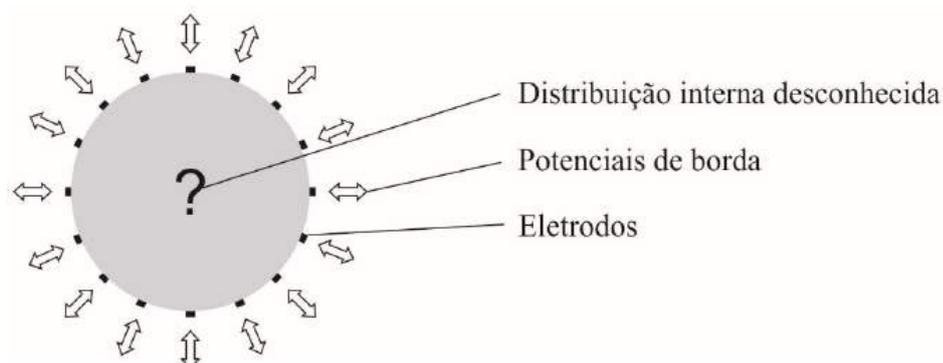


Figura 4 – Representação do problema inverso, retirado de FEITOSA (2015)

Nas técnicas descritas neste trabalho a resolução do problema direto não será utilizada. De forma que as imagens serão geradas apenas com a resolução do problema direto na forma de tentativa e erro. Este processo será descrito de forma detalhada na próxima secção.

Os Trabalhos que iniciam a construção de protótipos tem sido feitos desde a década de 80, com a determinação da impedância de tecidos biológicos com o objetivo de determinar o comportamento em relação a eletricidade a partir de um protótipo desenvolvido por Brown, Barber e Seagar (1985), do Departamento de Física Médica e Engenharia Clínica da Universidade de Sheffield do Reino Unido. A partir da implementação e execução do projeto, foram obtidas algumas das primeiras imagens de TIE em humanos com base em estudos que caracterizaram as resistividades de tecidos biológicos. Na Tabela 1 temos algumas medidas de resistividades inerentes à tecidos do corpo humano, que na prática constituem uma base de informações para iniciar trabalhos de construção para futuros protótipos e seus respectivos ambientes de simulação.

Tabela 1 – Resistividades de tecidos biológicos retirado de Barber e Brown (1984)

Tecido	Resistividade
Fluido cerebrospinal	0,65
Sangue	1.5
Braço Humano	2.4
	6.75
Músculo esquelético	1.25
	18.0
	5.3
Músculo cardíaco	1.6
	4.24
	4.1 - 7.5
Tecido Neural	5.8
Pulmão	7.2 -23.6

O protótipo de Brown utilizou arranjos tanto com 32 e 16 eletrodos organizados em pares adjacentes para que a partir da injeção de corrente de excitação em um desses eletrodos, seja feita a leitura de correntes de respostas dos demais pares. A Corrente utilizada foi de  $1mA_{pp}$  operando em uma frequência de  $50kHz$ , enquanto a leitura dos eletrodos feitas através de multiplexadores analógicos com tempo de coleta dos dados completos em torno de  $100ms$ . O Tempo gasto para excitar eletrodos e posteriormente efetuar as leituras dos potenciais dos demais é de certa forma pequeno, assim o protótipo proposto demonstra que o tempo gasto para a geração de uma imagem tomográfica se dá no tratamento dos dados pelo software de reconstrução por conta da complexidade dos algoritmos utilizados. O diagrama proposto por Brown é descrito na Figura 5 e mostra a representação das ligações feitas no paciente e o caminho percorridos pelos sinais até a entrega ao sistema computacional responsável pela reconstrução.

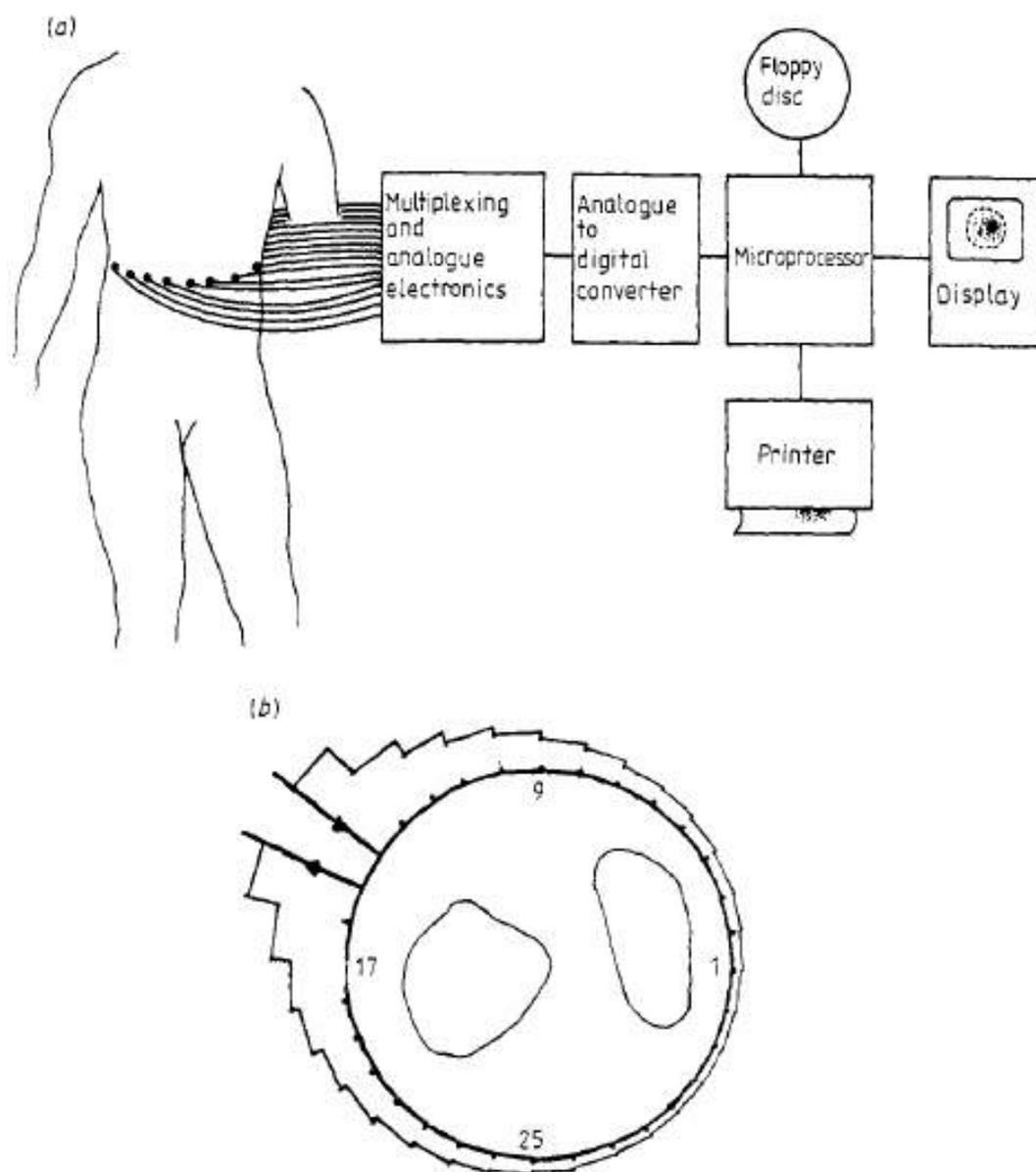


Figura 5 – Protótipo desenvolvido por Brown, Barber e Seagar (1985)

### 2.2.3 Reconstrução da imagem

O problema da reconstrução da imagem de TIE é resolvido por algoritmos que processam o mapeamento das condutividades a fim de retornar a imagem do objeto através da solução dos problemas direto e inverso. As pesquisas do ramo buscam melhorar a resolução das imagens geradas, a redução do tempo de processamento e conseqüente economia de recursos computacionais.

### 2.2.4 Método Iterativo de Gauss-Newton

O método de Gauss-Newton é um método numérico baseado em gradiente-descendente utilizado para resolver problemas de mínimos quadrados não lineares. É um método desen-

volvido para minimizar uma soma de funções quadráticas. Este método tem este nome pelo fato de ser baseado no método de Newton, porém, implementado para eliminar o uso de segundas derivadas.

Este método é capaz de gerar imagens para TIE, porém não é um método preciso com relação à queda do erro relativo. Não sendo, desta forma um método confiável para se gerar imagens do interior do corpo humano que possivelmente serão utilizadas para o diagnóstico médico.

### 2.2.5 Metodos de otimização computacional

Para reduzir o espaço de busca e conseqüentemente reduzir o custo computacional, algoritmos de computação inteligente tem sido propostos a fim de resolver o problema de reconstrução da Imagem da TIE. Pode-se citar algoritmos genéticos, Busca por cardume de peixes, Evolução diferencial.

## 2.3 *Open-Hardware*

O desenvolvimento de soluções para problemas de engenharia visando automação de processos ou a medição e coletas de dados tinham diversas barreiras na aquisição de tecnologia para desenvolvimento, afinal o preço de componentes e soluções proprietárias de projeto fechado e que não se comunicavam entre si. Nesse contexto, é conveniente lembrar o fenômeno que houve em *software* com o início do movimento do software livre nos anos 90, que buscava a democratização do acesso a *software* para uso pessoal ou para desenvolvimento com a idéia geral de compartilhamento de código sob uma licença que impeça o fechamento do mesmo por interesses particulares ou de corporações. Para pesquisadores e estudantes que lidam com sistemas microcontrolados e microprocessados, esse conceito foi ampliado para o que se conhece como *Open-Hardware* descrito em Maiya (2015) ou *Open Source Hardware*, onde a abertura e compartilhamento de códigos de *software* e esquemáticos de placas de circuito impresso possibilitaram a redução de custos de produção e aquisição de tecnologia e conseqüente aumento de difusão do conhecimento pela naturalidade com que o acesso a tecnologia foi conquistada por pessoas de vários lugares e classes sociais e conseqüentemente dispersando tecnologia em mais países no mundo de acordo com Powell (2012). Uma das plataformas mais populares atualmente, o Arduino, que pode ser estudada inicialmente em Ozer e Blemings (2011). A plataforma tem se destacando com grande variedade de placas e contribuidores que auxiliam no processo de difusão tecnológica, com projetos como o UNO descrito na Figura 6.

O Uno é a placa de desenvolvimento Arduino mais simples atualmente disponível e pode ser utilizado em projetos de grande complexidade de automação de processos, assim o desenvolvedor acaba precisando de outro modelo por questões de necessidade de recursos

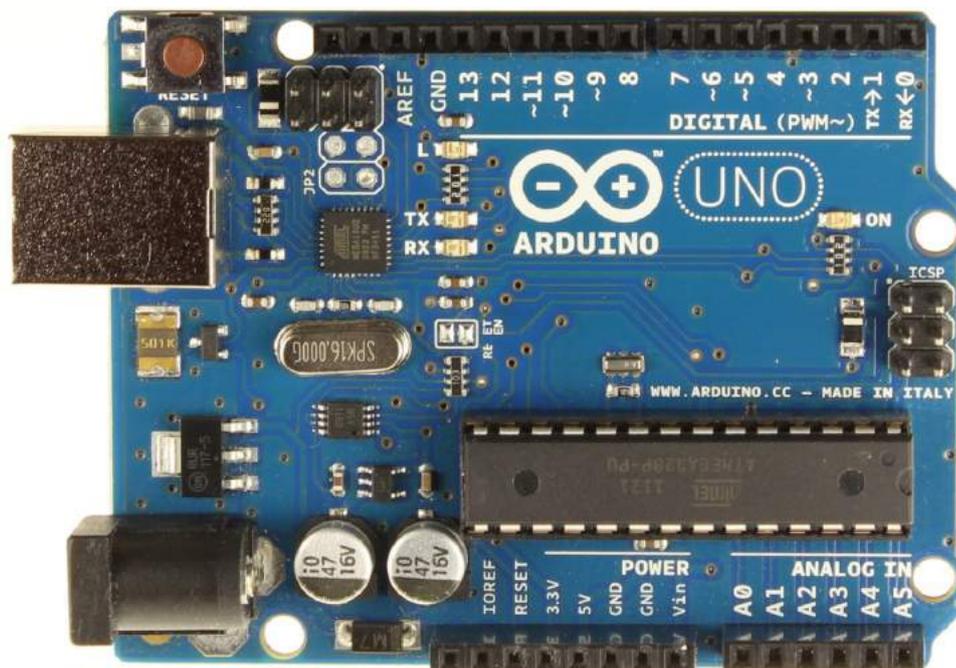


Figura 6 – Placa de desenvolvimento de entrada Arduino UNO

computacionais, por tamanho e até mesmo por questões estéticas em aplicações artísticas. O *Open-Hardware* tem crescido muito em número de usuários graças aos próprios, que normalmente aprendem através de comunidades de desenvolvimento em fóruns, redes sociais e nos primórdios as listas de email, que posteriormente o encoraja a contribuir com conhecimento da mesma forma para novos interessados evitando a saturação da tecnologia aberta.

### 3 TRABALHOS RELACIONADOS

O *Hardware* tem um papel decisivo no processo pelo fato de sua implementação ter de atender toda a necessidade de mensurar e tratar a qualidade dos sinais de resposta à excitação do sistema e entregar os dados digitalizados resultantes com o mínimo de erros para que o algoritmo de reconstrução apresente bom desempenho. No trabalho de Garcia, Souza e Pino (2013), houve uma preocupação com o dispositivo para que o sinal fosse tratado antes de chegar ao computador que executa o software de reconstrução com uma placa PCI 6251 Instruments (2010), instalada no *slot* de um barramento de comunicação de nome análogo presente em qualquer placa-mãe de microcomputadores. A placa escolhida possui a capacidade de conversão A/D (Analogico-Digital), saída amplificada por pré-amplificadores de transimpedância, sinal de excitação gerado por uma fonte de corrente senoidal de 50 kHz e 1  $mA_{pp}$  e um conversor de tensão-corrente baseado no circuito integrado OTA CA3080. Através de um barramento PCI, o sinal era enviado ao computador para que a imagem fosse processada, com todo o processo controlado em software Labview. A reconstrução foi feita usando algoritmos iterativos, que apresentam resultados mais precisos em detrimento de custo computacional, e algoritmos não-iterativos que apresentavam resultados mais rápidos em detrimento de um erro maior. A Arquitetura do protótipo proposto por Garcia é descrita na Figura 7

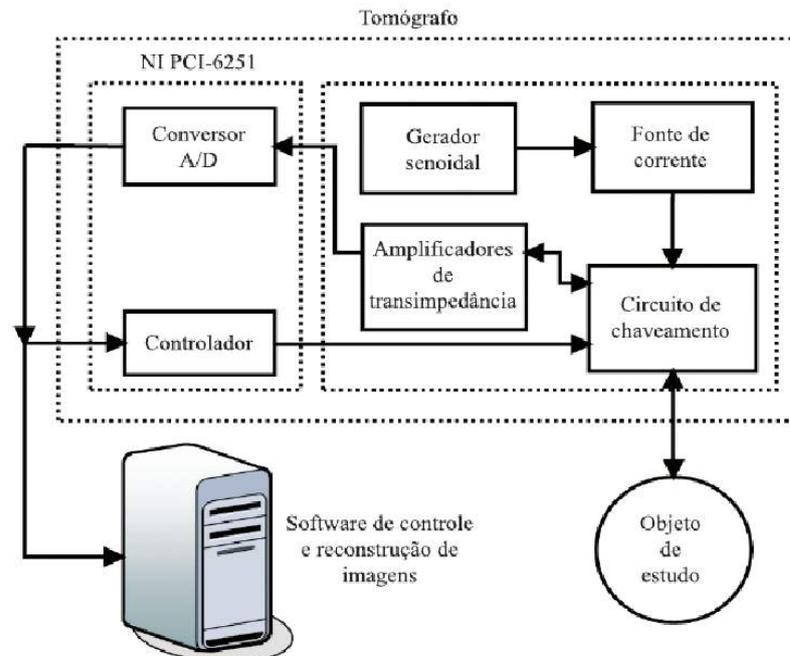


Figura 7 – Protótipo proposto por Garcia, Souza e Pino (2013) baseado na placa analógica NI PCI-6251

A necessidade de efetuar medições em pares adjacentes ou diametrais teve destaque no protótipo proposto por Bera et al. (2011), que adotou o uso de multiplexadores para organizar a sequência de leituras de corrente, além de trabalhar com frequências variadas das correntes de excitação. O Tratamento dos dados é feito através do software de código aberto EIDORS Adler e Lionheart (2006), que apresenta uma aspecto importante para pesquisa: permite a alteração de técnicas em seu código e sua livre modificação. Os algoritmos usados foram Gauss-Newton e Newton Raphson Modificado implementados no ambiente MATLAB Mathews, Fink et al. (2004) com a proposição de uma técnica chamada PEPR – Projection Error Propagation-based Regularization, gerando imagens com resoluções melhores e com mais detalhes. A arquitetura do Hardware proposto por Bera tem aspectos fundamentais a eletrônica pois mostra todo o caminho dos sinais, sejam de excitação ou resposta através de blocos de funções definidos. Os multiplexadores que comutam os eletrodos que serão excitados ou lidos integram a parte que garante que haverá uma sequência de pares integrados a fonte de corrente e ao medidor dos potenciais em torno da superfície que faz a entrega ao computador que executa o software de reconstrução. A arquitetura proposta por Bera é mostrada na Figura 8, destacando as etapas de excitação e resposta, bem como o envio de dados para a reconstrução computacional.

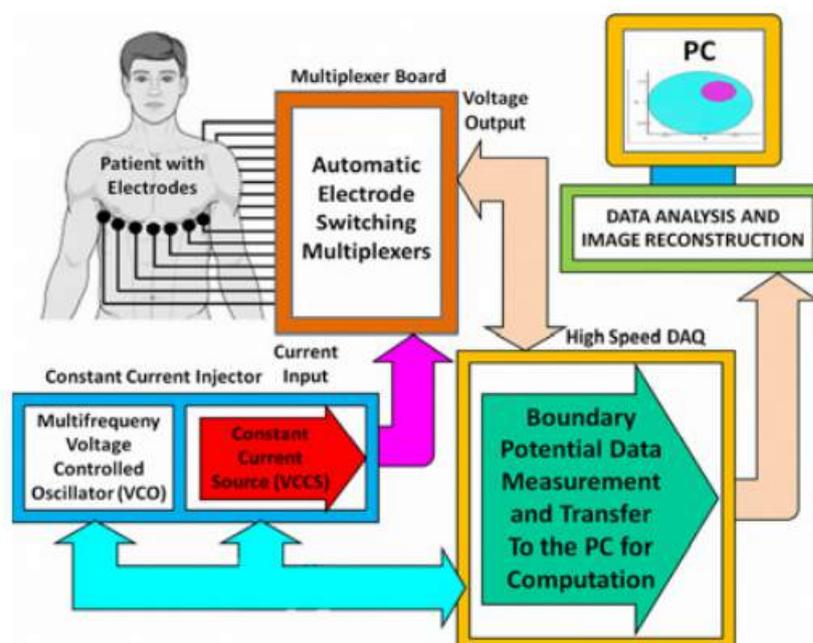


Figura 8 – Diagrama de etapas do tomógrafo proposto por Bera et al. (2011)

Destaca-se a fonte de corrente de  $1 \text{ mA}_{pp}$  que tem o sinal definido através de um oscilador controlado por tensão multifrequência, dimensionado nos valores de 12,5 kHz, 25 kHz e 50 kHz para definir o sinal de excitação. A Área imageada utilizada foi de uma fatia de cenoura imersa em uma cuba contendo uma solução de cloreto de sódio (NaCl), pelo fato da solução salina possuir 10 vezes menos resistividade, o mapeamento da impedância

da cenoura foi medido. Na Figura 9, tem-se a imagem da cuba com eletrodos e o fantoma (fatia de cenoura) e a fonte de corrente controlada por tensão.

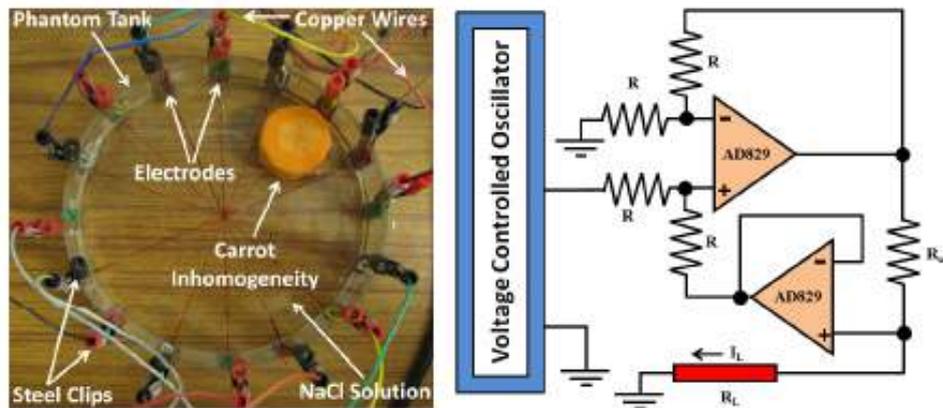


Figura 9 – Cuba de simulação do fantoma / Fonte de corrente controlada por tensão retirado de Bera et al. (2011)

A vantagem desse esquema de fonte de corrente é a capacidade de utilizar as frequências variadas em osciladores embarcados em circuitos integrados ou *shields* para kits de desenvolvimento de projetos de *hardware*. Um Diagrama de fluxo com etapas de tratamento e controle de sinais é proposto no trabalho de Khalighi et al. (2012), com um sinal proveniente de um gerador de funções tratado por um circuito filtro passa banda a fim de obtermos frequências na faixa de 10kHz e 250 kHz, todos implementados a partir de amplificadores operacionais LF412. O projeto tem um unidade de controle baseada no microcontrolador AVR ATMEGA128, programado para enviar os dados ao computador através de interface serial na porta de comunicação COM e controlar o multiplexador que aplica o sinal de excitação aos eletrodos correspondentes e efetua a leitura de resposta medida através de seus potenciais e descritos na Figura 10

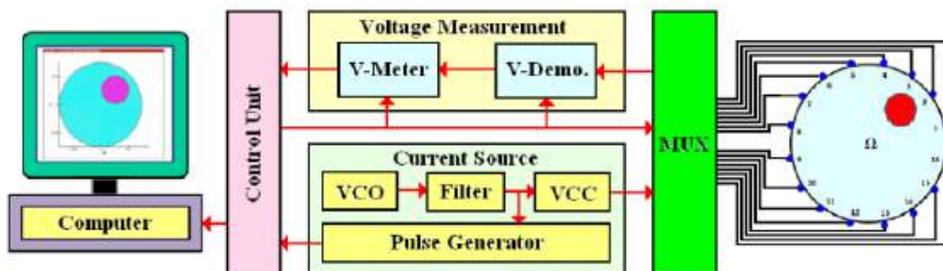


Figura 10 – Diagrama de fluxo de projeto do protótipo proposto por Khalighi et al. (2012)

A Fonte de corrente controlada por tensão é projetada em etapas, iniciada por um oscilador controlado por tensão (VCO) de referência XR-2206 (EXAR) que tem o sinal inserido em um filtro passa faixa Butterworth descrito em Erer (2007), para que tenhamos

limites inferior de frequência de 10kHz e superior de 250kHz. Como o sinal correspondente é de tensão, aplicou-se um circuito baseado em amplificadores operacionais no Conversor de Tensão para Corrente (VCC). A Figura 11 demonstra o fluxo da fonte de corrente.

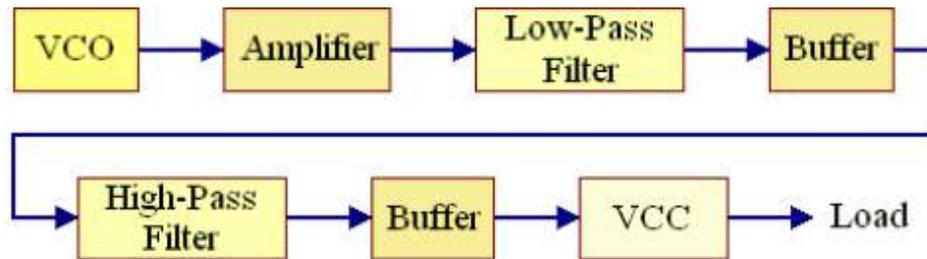


Figura 11 – Fluxo da geração de corrente controlada por tensão Khalighi et al. (2012)

A Leitura das tensões nos eletrodos é feita através do chaveamento dos sinais provenientes dos eletrodos em pares utilizando multiplexadores analógicos 74HC653 descritos na Figura 12.

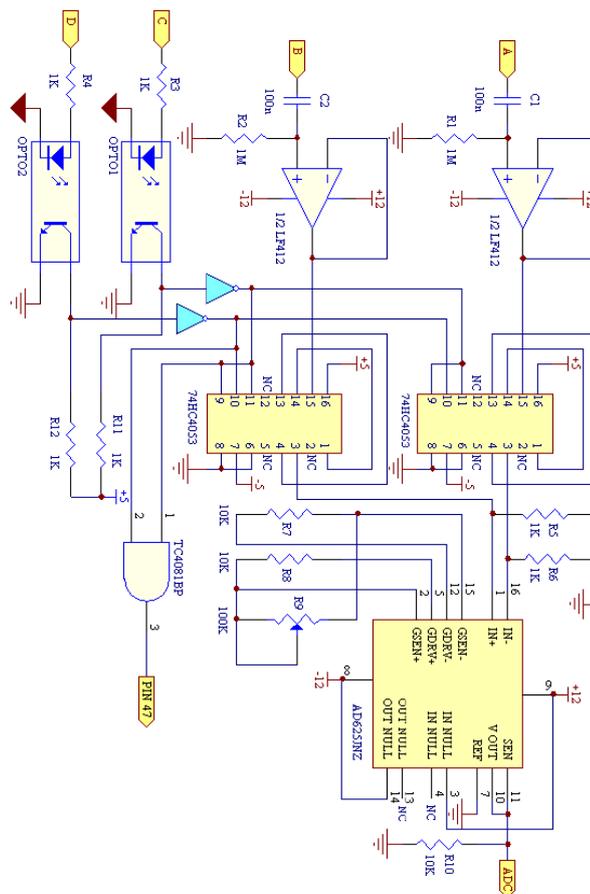


Figura 12 – Multiplexação dos potenciais mensurados nos eletrodos por Khalighi et al. (2012)

Importante ressaltar o fato do sinal de resposta ser amplificado através de amplificadores de sinais com ganhos programáveis AD625, preparando o sinal para um conversor analógico digital AD1674 e posterior entrega a interface com o computador. A Interface para comunicação com PC é a MAX232 que opera sob o protocolo RS-232 via porta serial de 9 pinos e utilizando o pacote de software MATLAB (REF) enviar os dados para a reconstrução. Os resultados alcançados conseguem boas imagens, embora não utilizou-se material biológico como fantoma e sim cilindros de metal e de plástico que dão um bom contraste pela diferença entre impedâncias como demonstrado na Figura 13.

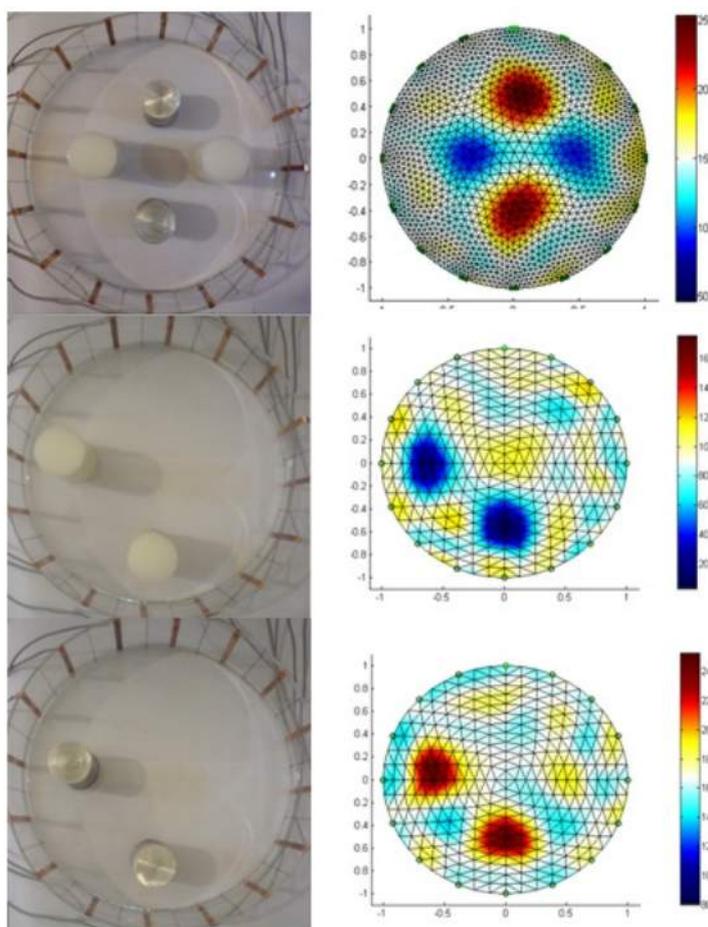


Figura 13 – Imagens reconstruídas pelo TIE proposto por Khalighi et al. (2012)

O Trabalho Proposto por Singh et al. (2015) traz um protótipo com mais elementos embarcados com dois microcontroladores: AVR Atmega 16 e o MSP430G2. Para os testes, foi utilizado um mau condutor de formato circular com diâmetro de 1,5 cm e colocado próximo ao eletrodo 8 como fantoma. As tensões armazenadas pela TIE foram colocadas a disposição do software de reconstrução que não foi especificado. Vale ressaltar que as frequências consideradas para a corrente de excitação foram 10 kHz, 20 kHz, 50kHz, 100kHz, 150kHz e 200kHz. Dentro do contexto da TIE, é desenvolvido um projeto em quatro dispositivos principais: Fonte de Corrente Constante, Instrumento de amplificação e filtragem de sinais,

Controle de comutação de Eletrodos e o Microcontrolador, com fluxo representado pela Figura 14.

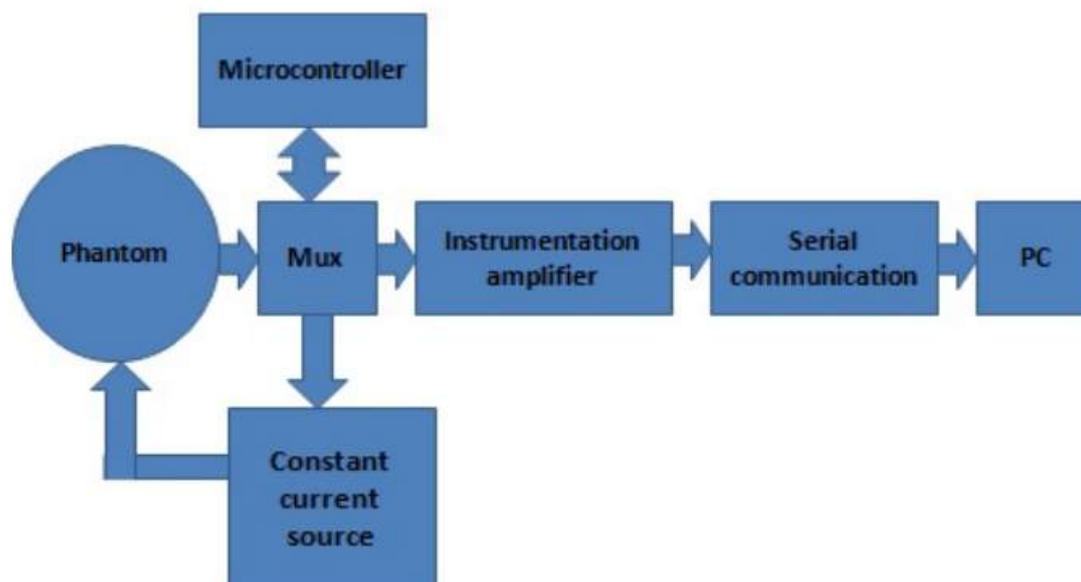


Figura 14 – Diagrama de blocos da TIE proposta por Singh et al. (2015)

A utilização de dois microcontroladores tem função distinta, pois enquanto o ATMEGA 16 cuida do sistema de aquisição e controle dos dados, o MSP430G2 é responsável pela conversão Analógica/Digital e envia a informação ao PC através de porta serial para que seja feita a reconstrução. A imagem resultante é mostrada na Figura 15.

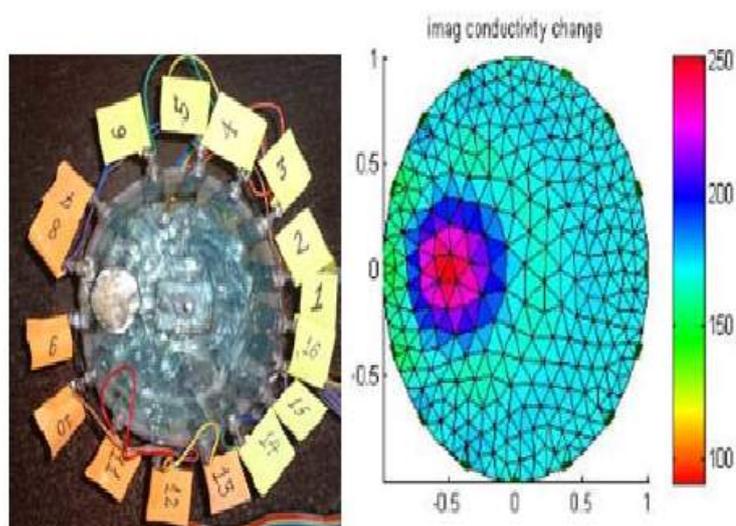


Figura 15 – Imagem resultante do sistema proposto por gurmeet et al 2015 Singh et al. (2015)

## 4 PROPOSTA: PROTÓTIPO BASEADO EM *OPEN-HARDWARE*

### 4.1 Materiais e métodos

A Tomografia por Impedância elétrica (TIE) trata-se de uma técnica para mapeamento de condutividade ou permissividade elétrica de uma seção de um corpo ou objeto que constitui a área imageada. A Obtenção dos dados para a aplicação advém do método de inserção de uma corrente elétrica alternada de baixa amplitude através de eletrodos de superfície que dispostos em torno do corpo e posterior medição da resposta do organismo ao estímulo, caracterizado pelos potenciais elétricos nos eletrodos restantes medidos em pares. Garcia, Souza e Pino (2013) Tehrani et al. (2010). O Sistema é descrito em alto nível na Figura 16

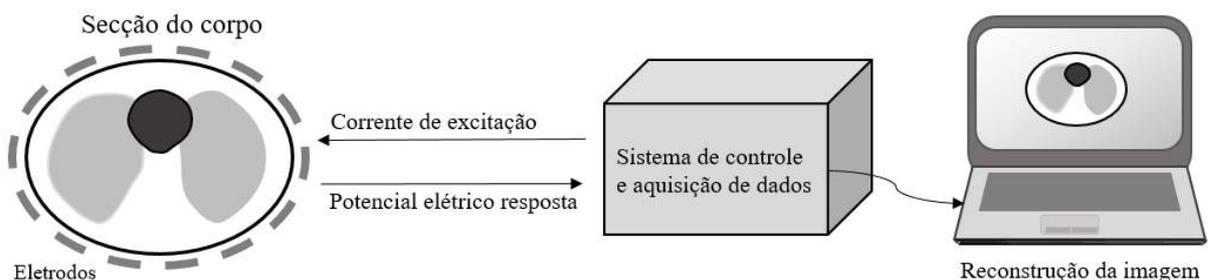


Figura 16 – Tomógrafo Por Impedância Elétrica retirado de Ribeiro et al. (2016)

Os sinais que correspondem ao mapeamento da imagem de TIE e o controle da excitação por corrente e tratamento da leitura dos sinais dos eletrodos na resposta são obtidas através do hardware que constitui o sistema de controle e aquisição de dados que enviará ao *software* de reconstrução de imagem através da obtenção direta de uma solução aproximada para o conjunto de dados mencionado anteriormente através de algoritmos de reconstrução. Como o projeto proposto trata-se de um protótipo que trabalhará com correntes elétricas aplicadas como estímulo, não haverá testes em seres vivos por questões legais de segurança. O fato das correntes elétricas aplicadas nos experimentos terem baixa amplitude e frequência, não se deve descartar alguma reação biológica adversa e deve ser tratado com precaução em trabalhos futuros que objetivem o teste em humanos. Para obter-se os dados iniciais, a representação da área imageada é constituída de uma cuba cilíndrica de aproximadamente 25 cm de diâmetro e 6 cm de altura que contém o objeto a ser imageado imerso em uma solução salina que ofereça boa condutividade com os eletrodos distribuídos ao redor e inserido na superfície de modo a obter contato com a solução salina e permitir a passagem dos sinais elétricos aplicados e medidos. A Figura 17

demonstra a cuba em questão graficamente, com os eletrodos representados pelas esferas de cor preta nas bordas, a solução salina representados graficamente pela area interna do circulo hachurada na cor azul e o objeto imageado representado pelo circulo central.

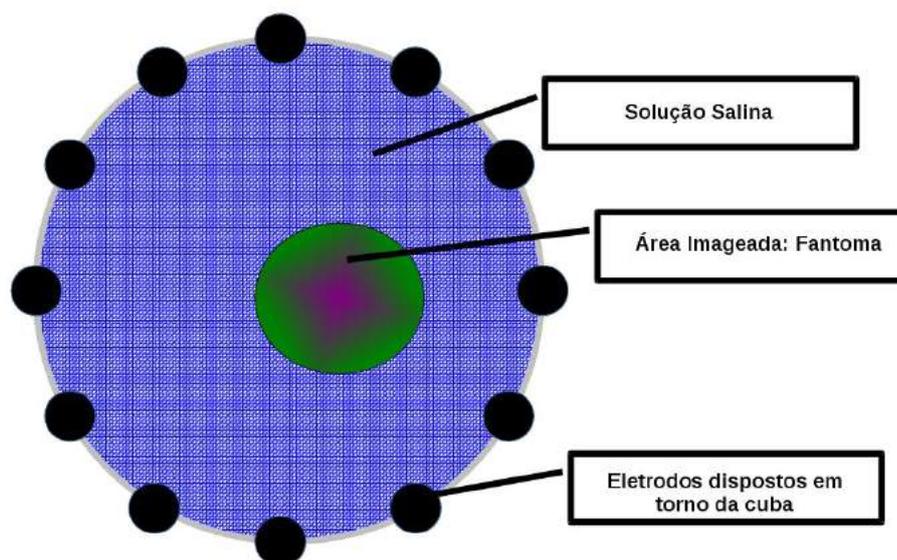


Figura 17 – Representação da cuba de simulação da área imageada (Fantoma)

## 4.2 Definições do protótipo

O sistema de controle e aquisição de dados pode ser demonstrado através de blocos representativos das funções, onde é possível analisar a função de cada um de forma a trabalhar separadamente em módulos que indicam etapas de excitação, resposta, medições, organização de dados para conversão e envio para reconstrução. Isolando cada etapa, pode-se trabalhar o desenvolvimento do *hardware* como dispositivos independentes que precisam receber um dado e gerar outro dado, tornando o desenvolvimento mais eficiente e posteriores melhorias sendo possíveis com a simples troca do módulo a aprimorar por outro. A Figura 18 descreve o diagrama de blocos do projeto **refazer** em questão destacando as etapas que constituem a proposta.

## 4.3 Cuba de simulação da área imageada

A construção de um protótipo de tomógrafo por impedância elétrica para uso em imagens provenientes de humanos necessita de etapas de desenvolvimento que visam garantir que futuros testes sejam seguros. Nesta direção é conveniente lembrar de que a excitação do sistema é feita pela aplicação de um sinal de corrente elétrica, que acima de

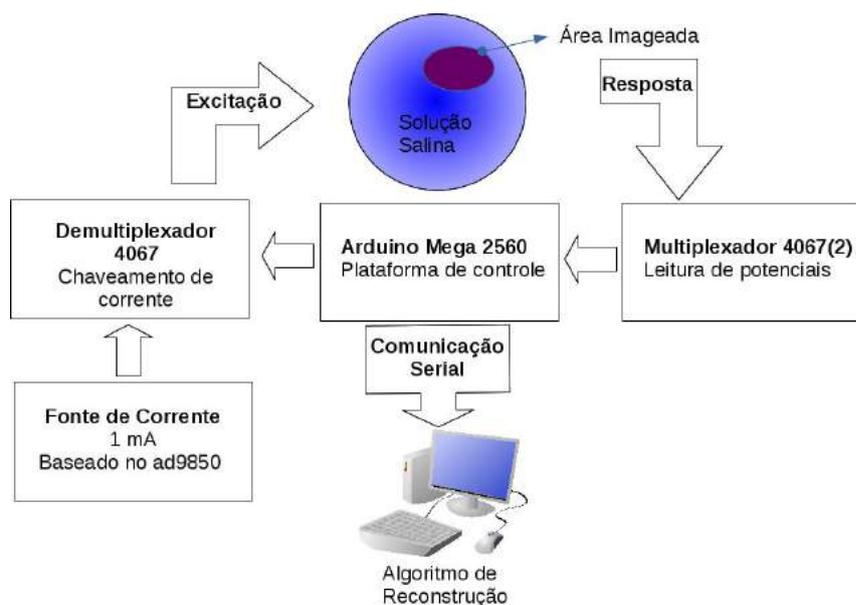


Figura 18 – Diagrama de Blocos dos módulos componentes do protótipo

certo valor pode ser prejudicial a organismos, desde um valor que altere funcionamentos biológicos até a morte por por uma corrente de alta amperagem que atravesse o corpo causando danos vitais. Para simular o ambiente em que tecidos biológicos estão imersos, é utilizada uma cuba cilíndrica e vedada para o armazenamento de líquidos e também possui locais para instalação de eletrodos que façam a condutividade dos sinais elétricos. Para o projeto, foi utilizada uma Cupa pertencente ao grupo de pesquisas em Computação Biomédica do Departamento de Engenharia Biomédica da UFPE descrita na Figura 19



Figura 19 – Cuba de simulação da área imageada

Para comparar medidas elétricas com as realizadas no dispositivo a ser desenvolvido, duas etapas foram necessárias para coleta de sinais e análise do comportamento experimental: A primeira, consiste em determinar a condutividade das soluções utilizadas para preencher o recipiente e imergir os objetos a serem imageados e eletrodos. A segunda

consiste em mapear as impedâncias da cuba apenas preenchida com a solução e com objetos imersos, levando em consideração a posição deles em relação aos pares de eletrodos considerados. A Cuba possui um Raio de valor 12,5 cm e dispostos ao redor possui 16 eletrodos compostos por parafusos de aço que minimizam a oxidação ao longo do tempo de uso. O líquido utilizado no composto é uma solução normal de NaCl 0,9 e que servirá de ambiente para o objeto gerador da imagem. Um aparelho sensível o suficiente para tais medidas é o medidor LCR Tongui, que pode medir resistência, reatâncias capacitiva e indutiva, Resistência e também Impedâncias resultantes das composições anteriores, além de permitir essas medições em frequências que vão de 100 Hz a 10 KHz, satisfazendo a tendência amplamente descrita nos trabalhos relacionados em considerar sinais multifrequência. A Figura 20 mostra o aparelho e sua interface de leitura de dados.



Figura 20 – Medidor LCR Tonghui

Normalmente em experimentos de tomografia por impedância elétrica são utilizados objetos com maior condutividade em relação ao meio, e objetos com menor condutividade, então procedeu-se ao uso de um objeto cilíndrico de alumínio e um feito de PVC devidamente descritos nas Figuras 21 e 22.

Porém ao utilizar objetos definidos, um dilema é colocado no ambiente experimental: A possibilidade de controlar o quão condutivo o objeto imerso poderia ser, afinal um tomógrafo deve ser calibrado visando as condutividades de tecidos específicos, já comentados no trabalho de Barber e Brown (1984) que possuem características diferentes e com medidas experimentais publicadas. Outro tipo de material foi considerado em discussões do grupo de pesquisas, seria um objeto gelatinoso que permitiria testes de áreas imageadas com impedâncias escolhidas embasadas na literatura, onde pode-se modificar propriedades elétricas adicionando algum componente como grafite demonstrado no trabalho de Kao et al.



Figura 21 – Objeto composto por PVC



Figura 22 – Objeto composto por Alumínio

(2008) e comparar modelos feitos em diversas concentrações de solução como divulgado no material de Kandadai, Raymond e Shaw (2012). Dentre esses objetos foram utilizadas duas matérias primas: Gelatina industrial sem sabor light, por ter baixíssimo teor de sódio e um produto a base de algas marinhas chamado Agar Agar utilizado por veganos por não conter o colágeno da primeira que é de origem animal. Neste contexto, um importante passo é dado para ambientes que tragam capacidade de poder controlar a condutibilidade do objeto a partir da solução em que se produz o material gelatinoso, observando a concentração

salina da solução com o auxílio de um condutímetro calibrado por uma solução padrão.. Nas Figuras 23 e 24 temos discos gelatinosos de Gelatina e Agar Agar respectivamente.



Figura 23 – Objeto composto por gelatina



Figura 24 – Objeto composto por Agar Agar

#### 4.4 Plataforma Microcontrolada

Dentro do sistema de controle e aquisição de dados, a plataforma microcontrolada é a responsável pelo controle de excitação dos eletrodos com corrente alternada de baixa amplitude e a resposta na forma de leitura dos potenciais dos pares de eletrodos restantes. O trabalho propõe a aplicação de *hardware* aberto como paradigma a ser utilizado, tornando interessante o uso de microcontroladores AVR Lima (2010) que podem ser encontradas

em placas de desenvolvimento de baixo custo com ambiente de desenvolvimento livre de código aberto e com vasto material de aprendizado tanto para especialista em computação e eletrônica, como iniciantes em desenvolvimento de aplicações. Nesta direção, a utilização de uma placa de desenvolvimento Arduíno descrita em Ozer e Blemings (2011), ganha viabilidade, com fatores de custo de equipamentos, velocidade de prototipação e testes. A Placa Arduíno MEGA 2560 é mostrada na Figura 25 baseada em microcontrolador AVR atmega e que oferece alguns benefícios para projetos de *hardware* que precisem de bom poder de processamento e grande numero de portas para conexão com outros periféricos.

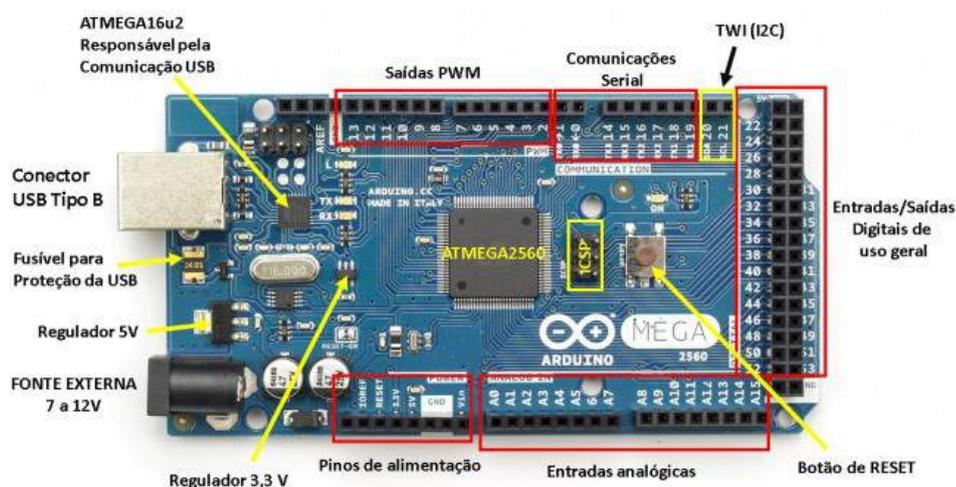


Figura 25 – Plataforma de desenvolvimento Arduino Mega 2560

A escolha da plataforma em questão leva algumas considerações como o clock do microcontrolador, alta disponibilidade de entradas e saídas analógicas e digitais e diversos componentes compatíveis para aplicação de projetos que podem ser conseguidos em diversos portais de compra na internet com entregas em território nacional.

## 4.5 Custo

Quando temos a necessidade de construir equipamentos eletrônicos que podem se tornar produtos, o valor de aquisição de materiais se torna um agravante e das plataformas de desenvolvimento microcontroladas, o Arduíno tem preços acessíveis, com placas vendidas por diversas lojas e vendedores autônomos diversos, onde a grande oferta de material é graças a projeto aberto que possibilita a confecção da placas por diversos fabricantes. O Ambiente de desenvolvimento também é aberto e também não é cobrado nenhum valor pela licença de uso, em linguagem baseada em C/C++, onde o desenvolvedor gastrará apenas pela aquisição de periféricos para conexão com a placa principal para estender as funcionalidades do ambiente. Neste contexto, os custos de produção podem ser atrelados a mão de obra dos projetistas e desenvolvedores, que podem ser aferidos

levando em consideração custo de projeto e desenvolvimento, normalmente calculados em horas de trabalho. Por se tratar de *Open Hardware*, não há necessidade de aquisição de materiais didáticos a princípio, podendo se beneficiar do intenso suporte gratuito disponível nas diversas comunidades de desenvolvedores que se beneficiam de uma ampla rede de colaboração e compartilhamento de conhecimento.

## 4.6 Entradas e saídas

Como as placas de desenvolvimento vem prontas, é reduzida a necessidade de confecção de placas para conexão com periféricos e consequentes soldagens, tendo a disposição entradas e saídas prontas para conexão com periféricos através de *jumper*s ou *Shields* que encaixam perfeitamente e inserem nova função a placa trazendo menos complexidade ao desenvolvedor.

## 4.7 Ambiente de desenvolvimento

Chamado de *Playground*, Utiliza linguagem de alto nível baseada em C/C++ com a facilidade de não haver preocupação com diretivas de compilação e detalhes inerentes a linguagem que ficam a cargo de processo internos. O Desenvolvedor pode apenas se preocupar com a resolução do problema compilando o código do projeto e efetuar a gravação do mesmo sem problemas. Com a tendencia de continuidade do protótipo, se faz necessário o uso de uma linguagem de programação rápida e que possa ser devidamente documentada para o suporte ao produto, consistindo em uma ferramenta fundamental para inserção de novas funções e correção de problemas de execução de programa. A Figura 26 mostra a interface simples e amigável do arduino IDE.

## 4.8 Fonte de Corrente Alternada

A corrente utilizada para excitar a área da qual se deseja a imagem deve ser alternada por conta do efeito capacitivo que a corrente contínua tem no eletrodo em contato com a pele, causando lesões Brown, Barber e Seagar (1985). Como se deseja uma onda senoidal, Dimensionou-se uma fonte de corrente de 1 mA a fim de atender as necessidades de um sinal com baixa amplitude, gerado em frequências que operem entre 10 KHz a 250 KHz Singh et al. (2015). Nesse contexto, a placa microcontrolada atuará no controle dessa fonte, escolhendo o momento de aplicação da corrente de excitação no eletrodo correspondente.

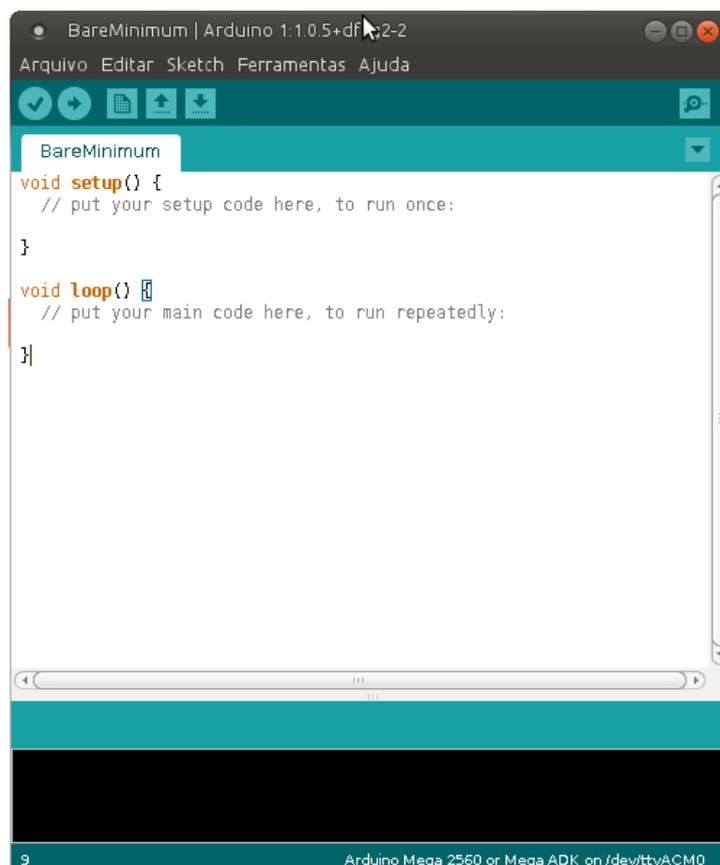


Figura 26 – Ambiente de desenvolvimento Arduino IDE

## 4.9 Aquisição e Pré-Processamento

Os sinais que serão coletados dos eletrodos são provenientes da diferença de potencial entre pares, e como são sinais muito pequenos é necessário um pré-processamento que venha a amplificá-los e entregá-los ao sistema de aquisição de dados. Assim, os multiplexadores podem entregar um material de melhor qualidade que pode ser convertido pelo conversor analógico/digital do microcontrolador e entregue a interface com o computador.

## 4.10 Multiplexador e Demultiplexador de 16 bits

O Multiplexador entrega ao microcontrolador a leitura das tensões dos pares de eletrodos considerados pelo protocolo correspondente antes de encaminhar a conversão analógica / digital, ele também traz a característica de sequenciar essas leituras que não precisam ser paralelas. O Demultiplexador varia a inserção da corrente de excitação entre os eletrodos correspondentes.

## 4.11 Comunicação com Computador

Os dados originados a partir da leitura dos eletrodos chegam ao microcontrolador através de entradas analógicas, sendo necessária a prévia digitalização pelo conversor AD. O conjunto de leituras após estar prontos podem ser transmitidos a um microcomputador com o *software* de reconstrução instalado, a fim de serem processados pelo algoritmo baseado em algumas das técnicas existentes. Como a porta USB é encontrada em vários tipos de computadores, a comunicação poderá ser feita com a interface USB da plataforma microcontrolada, acionando porta de comunicação serial que ambientes de desenvolvimento possuem disponíveis sob esse protocolo.

## 4.12 Reconstrução computacional

Em um computador, os dados do mapeamento das impedâncias são processados por um algoritmo que reconstrói a imagem. Apesar de existir algoritmos iterativos que resolvam a TIE do modo convencional, O Grupo de pesquisas de Tomografia Por Impedância Elétrica do Departamento de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Pernambuco possui diversos trabalhos de Otimização da reconstrução de imagens de TIE usando algoritmos de computação inteligente. Dentre alguns trabalhos, podemos destacar a utilização de Algoritmos genéticos por Ribeiro et al. (2014), Evolução diferencial por Ribeiro et al. () e Busca por Cardume de Peixes por Barbosa et al. (2016).

## 4.13 Infraestrutura Experimental e Instrumentação

Este trabalho foi desenvolvido no Laboratório de Computação Biomédica localizado na Universidade Federal de Pernambuco (UFPE),

### 4.13.1 Instrumentação

O Protótipo do tomógrafo por impedância elétrica deve trabalhar com sinais de correntes e tensões que atuam em materiais de condutividades específicas, submetidos a fatores que influenciam as respostas em cada medição traz a necessidade de uso de aparelhos de aferição que auxiliem na validação e verificação do ambiente experimental a fim de minimizar problemas causados pelas ligações pelos fios, entradas e saídas de dados, comportamento físico dependendo de posicionamento do objeto e concentração da solução salina. Os equipamentos de medição são descritos na figura 27 e ilustra a rotina de teste e verificação para a calibração do equipamento.

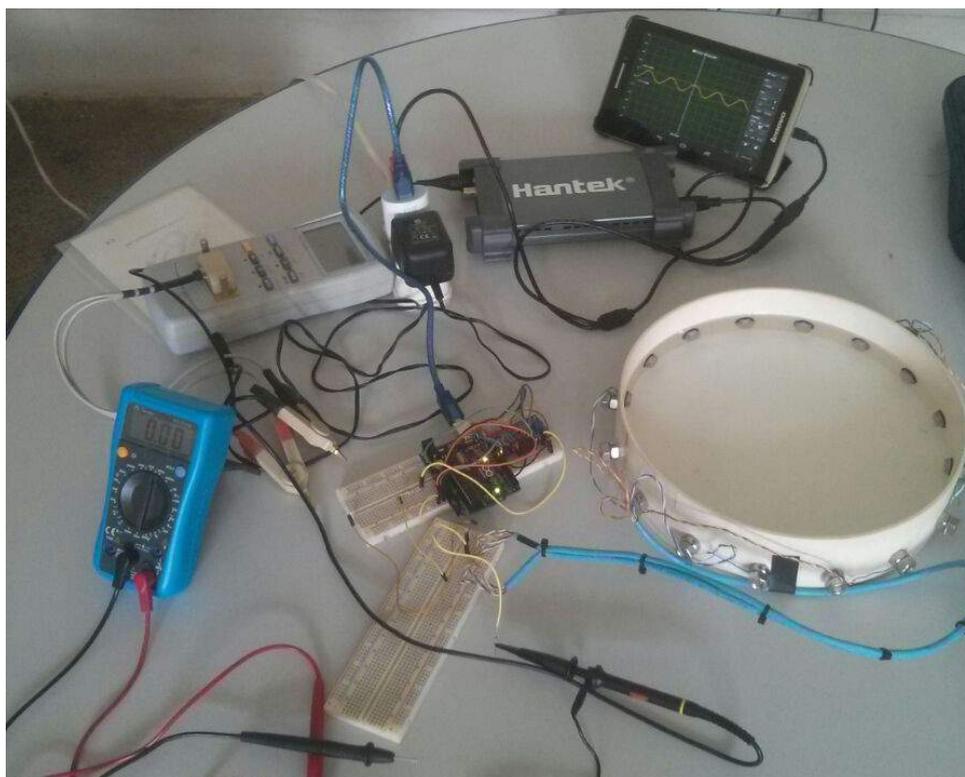


Figura 27 – Ambiente experimental

## Osciloscópio

O trabalho da tomografia por impedância elétrica tem processos de medidas de sinais analógicos de tensão que variam no tempo, como a frequência, amplitude, valor RMS, então se torna necessário o uso do osciloscópio para tal finalidade. O modelo usado foi um portátil utilizado em computadores e tablets de referência Hantek 6022be que possui resolução de 48 MSa/s e dois canais de medidas através de suas ponteiros indutivas. A porta USB do computador fornece tanto um canal de dados como a de alimentação elétrica. Todo o controle de medidas é feito por software, onde tem-se disponível na interface os diversos controles que comumente são necessários na operação, possibilitando também a coleta de arquivos de medidas em formato de arquivo de texto e também impressões das telas de análise de ondas. No Projeto do tomógrafo, os sinais a serem medidos tem amplitude muito pequena, como a corrente de excitação de  $1\text{ mA}_{pp}$  e tensões de ordem de milivolts, algo que traz dificuldades na análise dos sinais que podem ter muito mais ruídos e interferências causados nas conexões dos condutores, folgas nos pinos do Arduino e seus periféricos além do natural desgaste com as conexões dos eletrodos pela exposição a solução salina. O Osciloscópio traz a capacidade de analisar os sinais de onda no tempo e frequência, bem como fixar valores médios ou de pico, onde as medidas ajudam a validar os circuitos propostos caso estejam funcionando bem e até mesmo refazê-los e alterá-los em caso de não corresponderem ao planejamento inicial. a Figura 28 mostra o aparelho e sua interface gráfica.

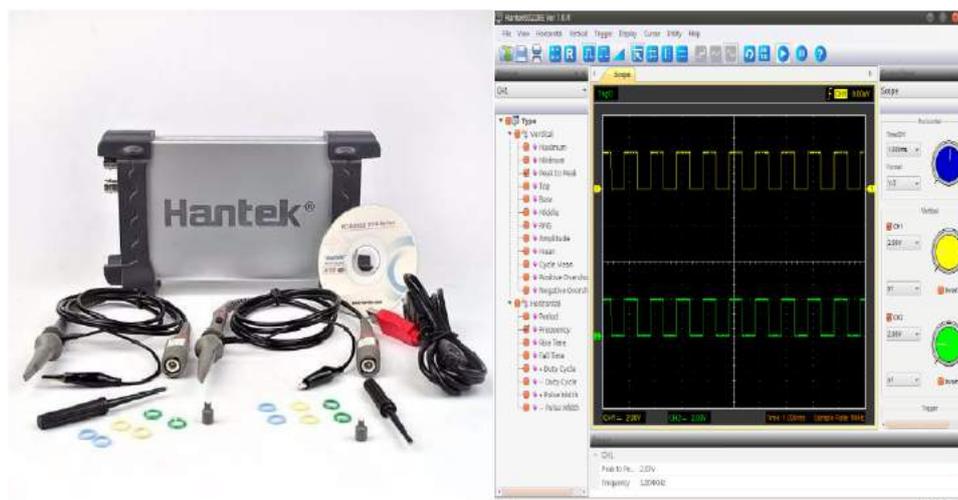


Figura 28 – Osciloscópio HANTEK 6022be e sua interface de controle

## Multímetros digital e analógico

Projetos de Hardware comumente necessitam de medidas de conferência para avaliar funcionamento de componentes, assim a utilização de multímetros se faz necessária. Durante o trabalho, é importante conferir com frequência a continuidade dos cabos que são conectados a Cuba de simulação, a fim de que a resistência dos mesmos não aumentem com a oxidação comum por estarem conectados a eletrodos imersos em solução salina. Também é fundamental para a verificação de componentes analógicos e digitais para substituição daqueles que divergem de suas respectivas folhas de dados, que podem tanto vir com defeitos de fabricação ou apresentarem defeitos com a utilização. No trabalho foi utilizado o Mutimetro Digital Minipa ET 1110A e o Multímetro analógico Hikari HM-202A+ descritos na Figura 29.



Figura 29 – Multímetros utilizados no projeto: Minipa ET-1110A e Hikari HM-202A+

## Medidor LCR

A Impedância é uma grandeza que tem em sua composição uma parte real (Resistência) e uma parte complexa (Reatâncias capacitiva e indutiva), exigindo um dispositivo preciso para aferir medidas. Um Medidor LCR Tonghui TH2821B oferece além da verificação

da Impedância total, pode verificar as grandezas de oposição a corrente separadamente e variando em frequências que vão de 100Hz a 10Khz, sendo esse último importante pelo sinal de excitação da TIE começar nessa frequência Singh et al. (2015). A Figura 30 mostra o dispositivo.



Figura 30 – Medidor LCR Tonghui TH2821B

## Condutivímetro

Condutivímetro é importante para definir a condutância de líquidos utilizados no preenchimento da cuba de simulação, do objeto a ser imageado e dos eletrodos. Dentre os considerados no trabalho, a água destilada usada poderia estar disposta de três formas: Pura, em uma solução salina de menor concentração e conseqüentemente condutividade inferior ao objeto a ser reconstruído, e outra solução de concentração salina maior para superar a condutividade do objeto a serem colocadas na Cuba de simulação, bem como na construção de objetos gelatinosos pela aproximação de condutividade de suas soluções solventes. O Dispositivo utilizado é o Digimed - DM-31 descrito na Figura 31, pertencente ao Laboratório de Física dos Solos do Departamento de Energia Nuclear da UFPE e que possui uma solução padrão para calibração.



Figura 31 – Condutivímetro Digimed - DM-31

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 5.1 Experimento de Excitação e Resposta nos eletrodos

A Cuba utilizada nos experimentos possui ao seu redor 16 eletrodos feitos com parafusos de aço e fixados com porcas e material de borracha ao redor do orifício a fim de evitar vazamentos. Os cabos utilizados para a condução da energia são dois cabos de rede UTP (*unshield twisted pair*) que possui 4 pares de dois condutores totalizando 16 condutores fixados pelas porcas de aço pelos eletrodos. primeiramente foram medidas as condutâncias dos líquidos usados no experimento com o condutivímetro Digimed DM-31 desde a água destilada a soluções salinas de Cloreto de Sódio (NaCl). A Tabela 2 apresenta as medidas de condutividade do meio.

Tabela 2 – Condutividades dos líquidos utilizados no experimento da Cuba de simulação

Composto	Volume	Condutância
Água Destilada	50ml	117,7 uS/ Cma25°
Solução NaCl 9g/l	50ml	14,02 mS/ Cma25°
Solução NaCl 18g/l	50ml	27,8 mS/ Cma25°

Dentro dos experimentos com a cuba, foi necessário medir a distribuição das impedâncias tanto da cuba de simulação com a solução salina mas sem objetos e dos materiais mostrados na proposta do capítulo anterior. Dessa forma teríamos elementos para avaliar a proximidade de eletrodos adjacentes ou diametrais e verificar experimentalmente o que esperar das medidas reais com fantasmas, as Tabelas 3 e 4 demonstram a comparação das distribuições de impedância entre o disco de PVC e o Disco de agar agar considerando o eletrodo 1 como referência.

Tabela 3 – Comparação de impedâncias entre o disco de PVC e o objeto gelatinoso de agar agar dos Eletrodos 1 ao 8 (em Ohms)

Objeto / Posição	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8
AGAR / Centro	-	30,2	38,1	42,5	46,5	49	50,1	53,9
AGAR / Borda	-	35,1	43,4	47,2	50,6	52	53,3	56,6
PVC / Centro	-	31,9	41,2	46,5	51,4	53,3	56,5	60,6
PVC / Borda	-	43	55,8	60,3	63,8	65	66,1	69,45

Tabela 4 – Comparação de impedâncias entre o disco de PVC e o objeto gelatinoso de agar agar dos Eletrodos 9 ao 16 (em Ohms)

Objeto / Posição	E9	E10	E11	E12	E13	E14	E15	E16
AGAR / Centro	51,1	50,6	49,4	47,8	45,6	41,9	37,4	29,4
AGAR / Borda	53,5	52,9	51,7	50,2	48,3	44,6	39,8	31
PVC / Centro	57,8	57,3	55,6	53,4	50,2	46	40	30,7
PVC / Borda	66,11	65,3	63,7	61,7	59	54,7	48,5	36,7

## 5.2 Fonte de Corrente

Como visto na revisão da literatura, os experimentos são direcionados a testar e aplicar os módulos descritos no diagrama de blocos da , assim temos algumas observações quanto a implementação, começando pela fonte de corrente do sistema de aquisição de dados. Na literatura, é largamente utilizado fontes de corrente controladas por tensão, onde esse sinal pode ser trazido por um oscilador que gere uma função de onda senoidal e de baixa amplitude. Nessa direção, existe uma pequena placa na forma de shield com um gerador de funções de referência AD9850 , descrito na Figura 32.

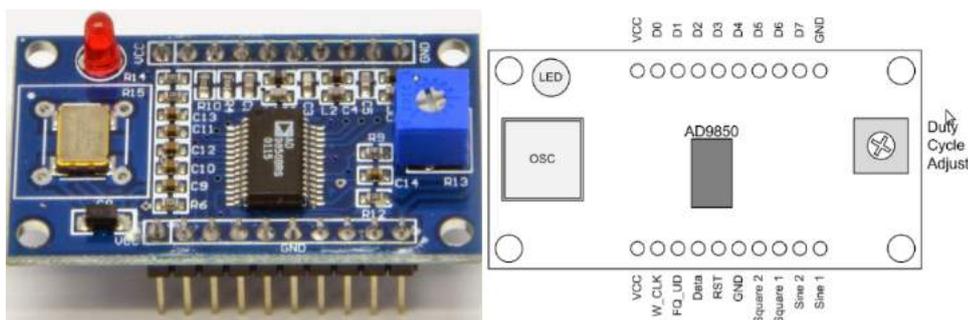


Figura 32 – Gerador de Sinais AD9850

O AD9850 gera ondas nas formas senoidais ou quadradas e permite a variação da frequência de trabalho até o limite de 40 MHz, que segundo a literatura é mais que suficiente pois os trabalhos variaram entre 10 KHz à 250KHz. O controle de sua operação é feito através das portas digitais do Arduino, onde o código do programa definirá a onda e sua consequente operação com esquema mostrado na Figura 33.

Para manter a corrente alternada com amplitude contante, um circuito construído na saída do ad9850 é implementado com amplificadores operacionais disponíveis no CI 074 (4 Amp Ops de instrumentação) A Figura 34 descreve o circuito que mantém a corrente independente da carga imposta pela TIE.

Após isso, o sinal proveniente do Ad9850 passa por um circuito feito com o amplificador operacional 074 a fim de garantir que a amplitude do sinal de corrente seja constante independente da impedância imposta pela carga, assim temos na prática uma fonte de

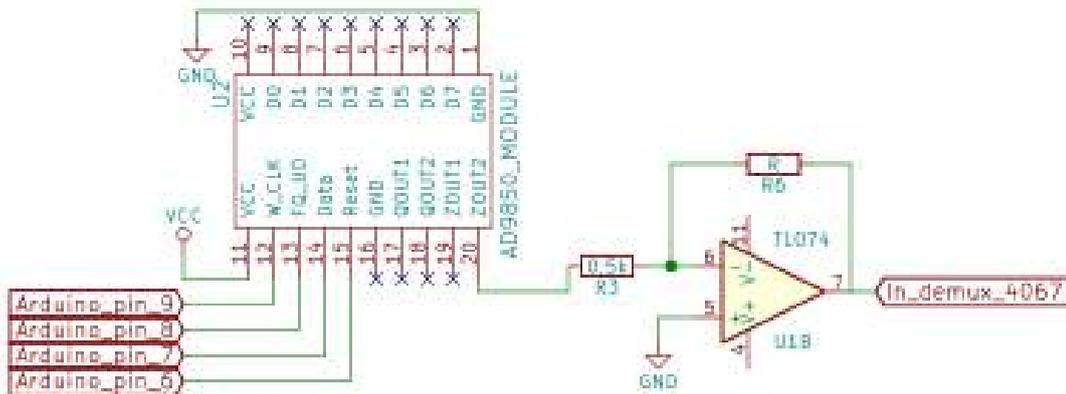


Figura 33 – Esquema da Geração da corrente de excitação

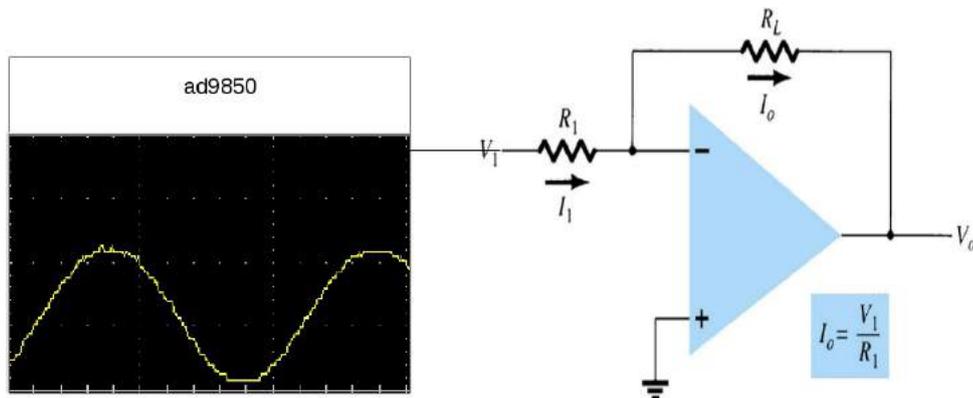


Figura 34 – Circuito que mantém a corrente de excitação com amplitude constante, baseado no amplificador operacional 074

corrente controlada por tensão. Os sinais medidos no Osciloscópio são mostrados na Figura 35

### 5.3 Sistema de aquisição de dados

A Leitura dos sinais provenientes dos eletrodos pode ser obtida através de dois multiplexadores 4067 que possuem 16 canais. Cada um dos 16 eletrodos da cuba foi conectado aos canais de ambos da mesma forma que a excitação, assim é possível efetuar a medição dos potenciais em cada saída dos multiplexadores escolhendo o eletrodo correspondente. O Sistema de controle deve estar preparado para descartar os potenciais de um eletrodo com ele mesmo, que conseqüentemente dará zero e também as medições repetidas, sendo o potencial de E2 e E3 o mesmo de E3 para E2. A Figura 36 mostra o multiplexador analógico 16x1 4057 em uma placa de circuito impresso.

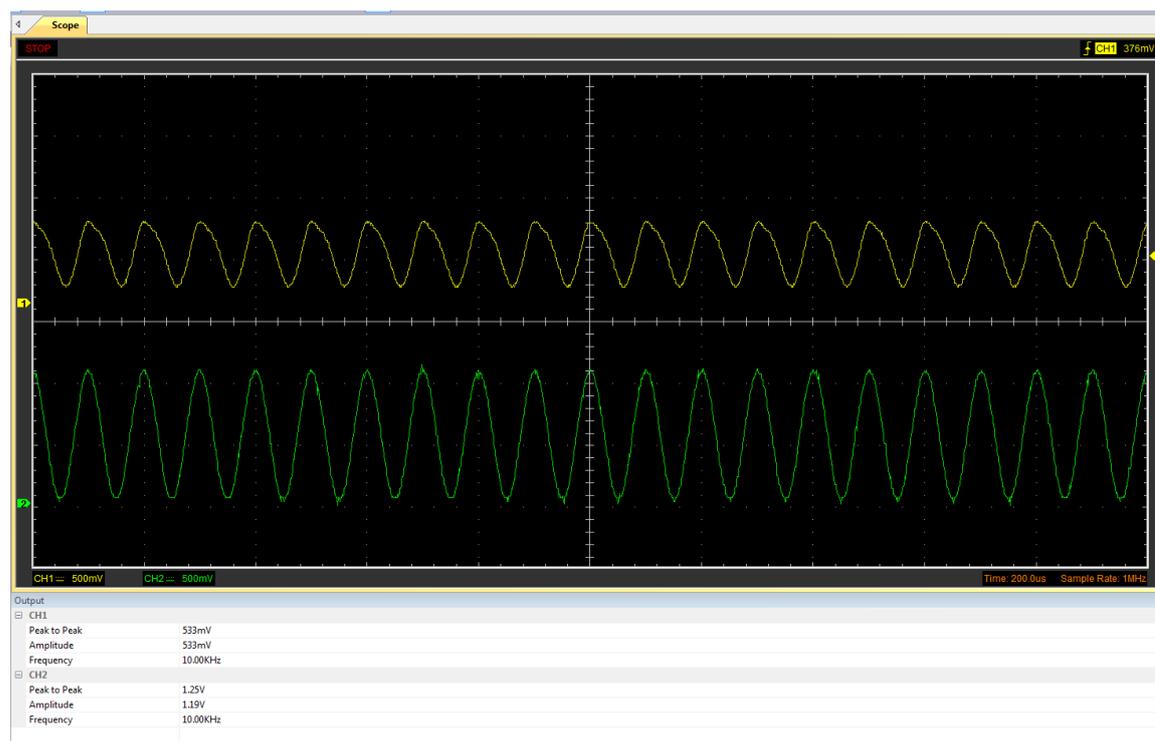


Figura 35 – Sinais medidos com o osciloscópio Hantek. O amarelo corresponde a onda senoidal gerada pelo Ad9850 e o verde ao sinal tratado pelo 074 e enviado a excitação dos eletrodos.

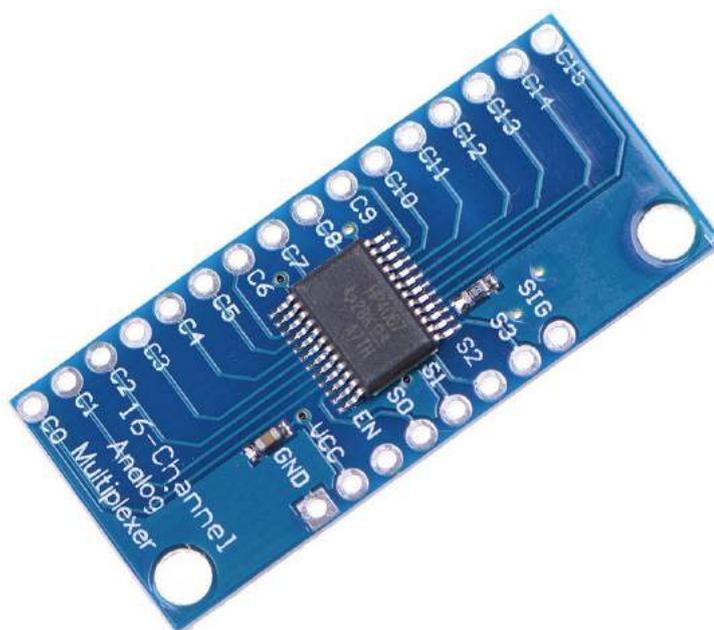


Figura 36 – Mux/Demux 4067

### 5.3.1 Amplificação de sinais de leitura

Após as leituras dos potenciais de pares de eletrodos, se faz necessária a amplificação desse sinal através de uma amplificação para a conversão analógica/digital no arduino

MEGA, assim um circuito construído com amplificadores operacionais 074 é proposto como amplificador de instrumentação, onde a uma passagem por dois estágios: o Diferenciador, que efetua a diferença entre os potenciais do par de eletrodo escolhido e seguindo para o amplificador que aumenta o sinal e envia a entrada analógica do Arduino Mega 2560 que faz a conversão para digital e armazena no arquivo que será enviado ao software de reconstrução. A Figura 37 mostra o processo de diferenciação e amplificação dos potenciais lidos.

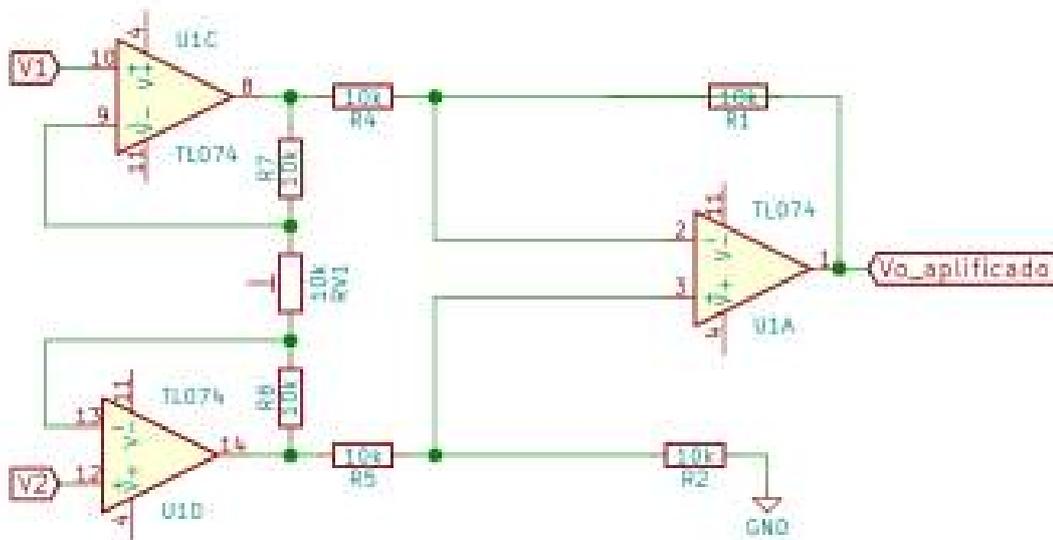


Figura 37 – Circuito Amplificador de instrumentação: Ganho na diferença de potencial dos eletrodos

O esquema amplificador tem o seguinte ganho para  $V_0$  amplificado caso todos os resistores sejam iguais em valor.

$$V_o = (V_2 - V_1) A_v \quad (5.1)$$

$$V_o = (V_2 - V_1) \left( 1 + \frac{2R}{R_{gain}} \right) \quad (5.2)$$

$$A_v = \left( 1 + \frac{2R}{R_{gain}} \right) \quad (5.3)$$

Assim temos o ganho determinado pela variação da resistência de  $R_{gain}$ , por isso a colocação de um potenciômetro ou mesmo um Trimpot é ideal para conseguir ajustar os sinais antes da conversão analógica digital.

## 5.4 Esquemático completo do Protótipo

O Hardware do Protótipo foi projetado em blocos que podem ser substituídos com facilidade, seja para reparos ou mesmo atualizações para dispositivos diferentes dos presentes no projeto, afinal trabalhar com o Hardware livre é uma experiência que requer atualização constante diante da quantidade de novos dispositivos criados ou mesmo aperfeiçoados. Nesse contexto, foi criado o esquemático do circuito usando a ferramenta CAD de código aberto Kicad (ref), que pode ser usada para envio direto para confecção de placas de circuito impresso. Outra vantagem em se trabalhar com ela é que permite a criação de dispositivos que não constam em suas bibliotecas de uso, com a exigência de serem compartilhadas por quem utiliza a ferramenta. O Arquivo esquemático do protótipo está descrito na Figura 38 e disponível nos anexos do trabalho.

Todo esse esquema foi montado em matrizes de contato e placas de ensaio para testes. a Figura 39 mostra a aplicação do projeto para testes de utilização, com a preocupação de colocar alguns módulos em matrizes separadas para facilitar o manuseio como nos blocos da proposta inicial. Como há uma quantidade de periféricos a alimentar com energia que são os amplificadores, os multiplexadores e gerador de sinais, é prudente evitar que toda a energia parta do Arduino Mega 2560 e foi instalado um regulador de tensão para a distribuição da energia, fazendo assim o sistema de controle operar sem sobrecargas. A Figura 40 mostra a conexão com a cuba de simulação para ser acessada através dos barramentos de leitura e escrita da TIE.

## 5.5 Sistema de controle do hardware

O Sistema de controle do hardware foi escrito da linguagem disponível na plataforma Arduino, tratando-se de um dialeto da clássica linguagem C. A estratégia do controle feito no Arduino Mega 2560 se baseia nas ações que geram os dados necessários a reconstrução, sendo excitação controlada em medidas de tensão e frequência através do gerador de sinais ad9850 como também o demultiplexador 4067 que faz a distribuição da corrente pelos eletrodos ao redor da Cuba. A Leitura se faz do resultado dos dois Multiplexadores 4067 utilizados para coletar as diferenças de potencial dos pares de eletrodos que não foram excitados com corrente. Logo o programa tem que tratar as sequências e armazenamento de dados afim de conseguir o mapeamento dos potenciais e conseqüente preparo para envio a um computador pelo protocolo de comunicação serial proveniente no Arduino Mega 2560 que utiliza o enlace criado entre portas USB do protótipo e o PC. A Figura 41 descreve os passos de execução do sistema antes do envio para a reconstrução. A Leitura segue uma sequênciã que evita redundâncias e é explicada pelo diagrama da Figura 42 que traz o entendimento desse protocolo.

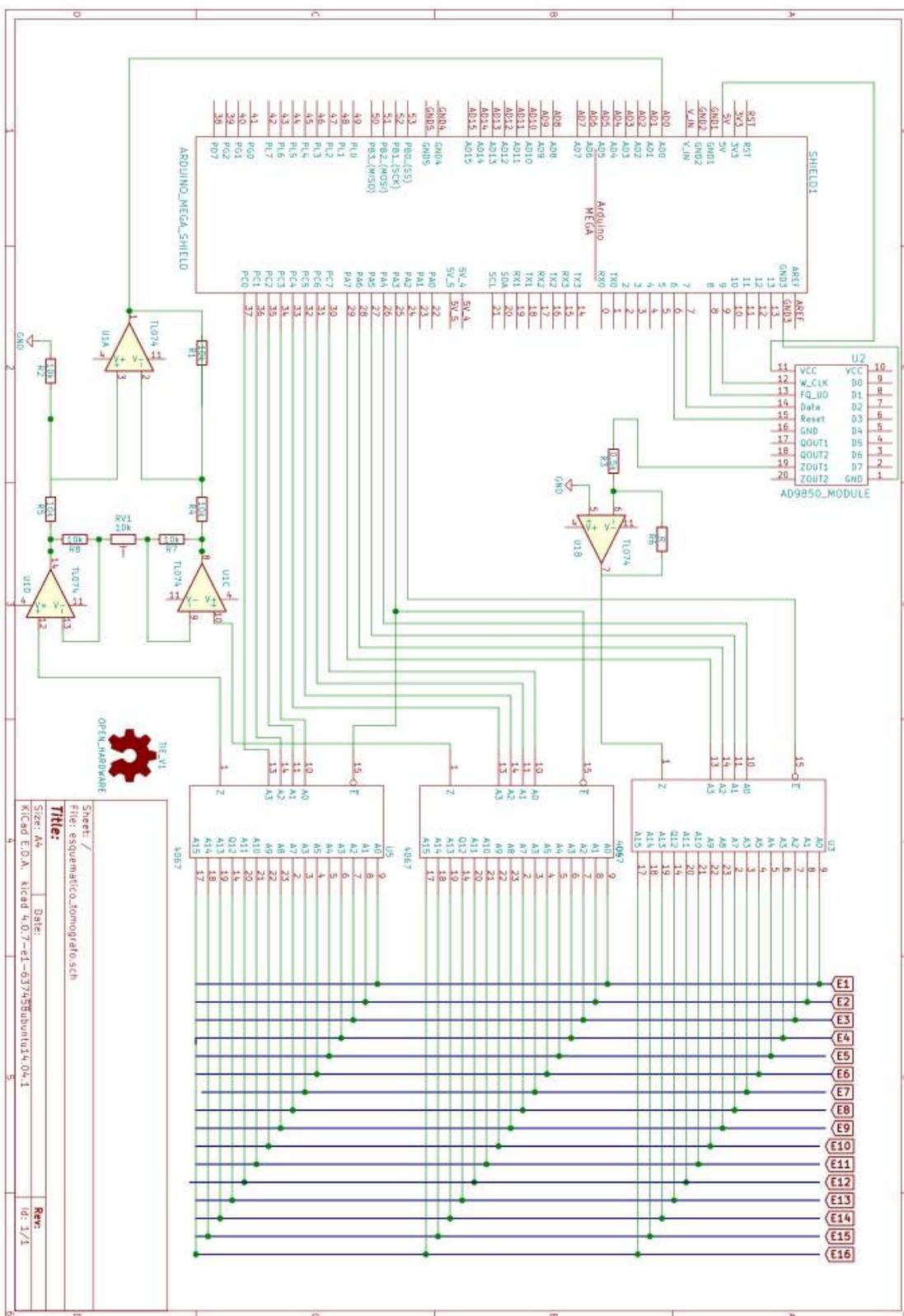


Figura 38 – Esquema do circuito do Protótipo

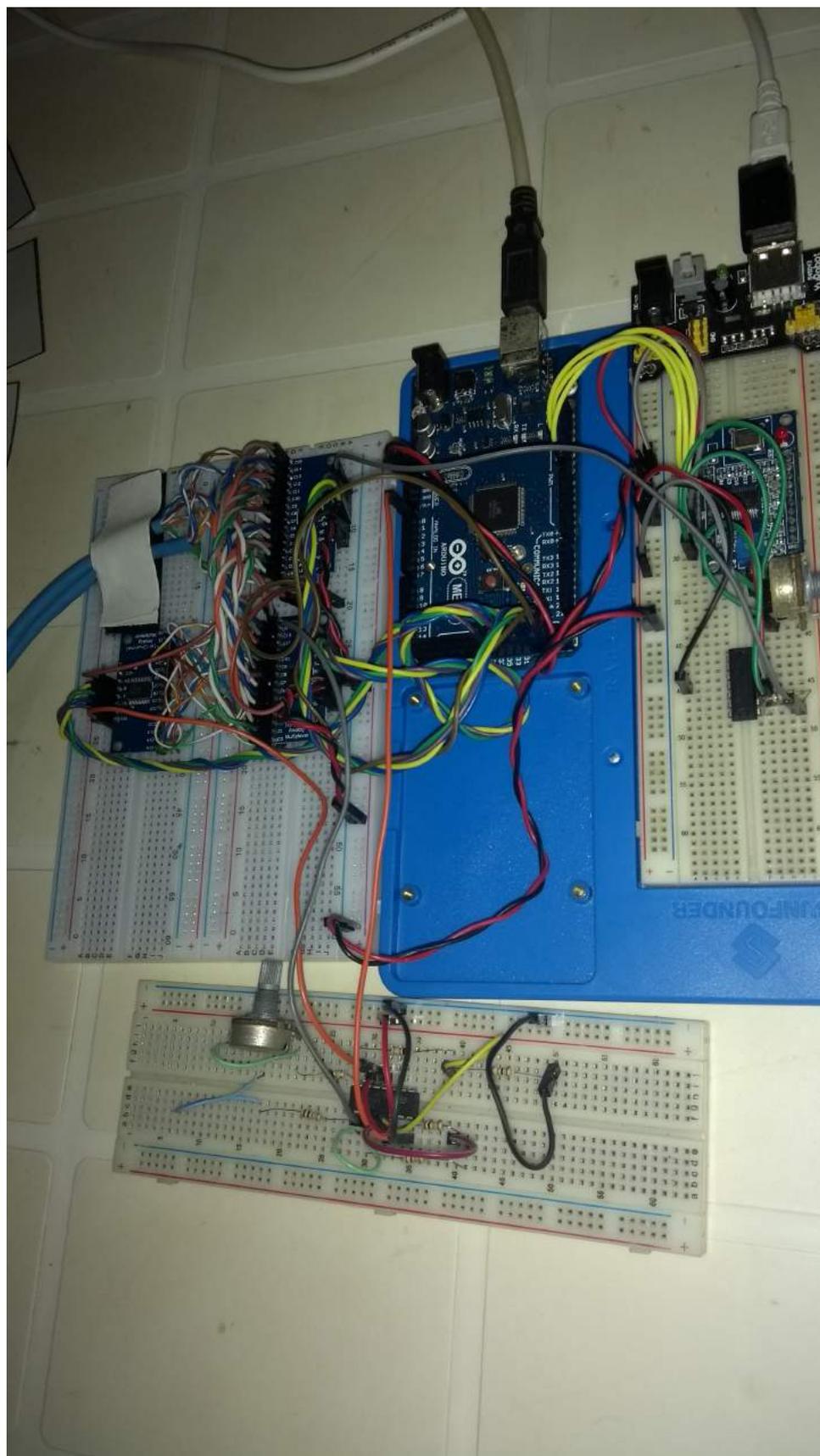


Figura 39 – Montagem inicial do circuito projetado

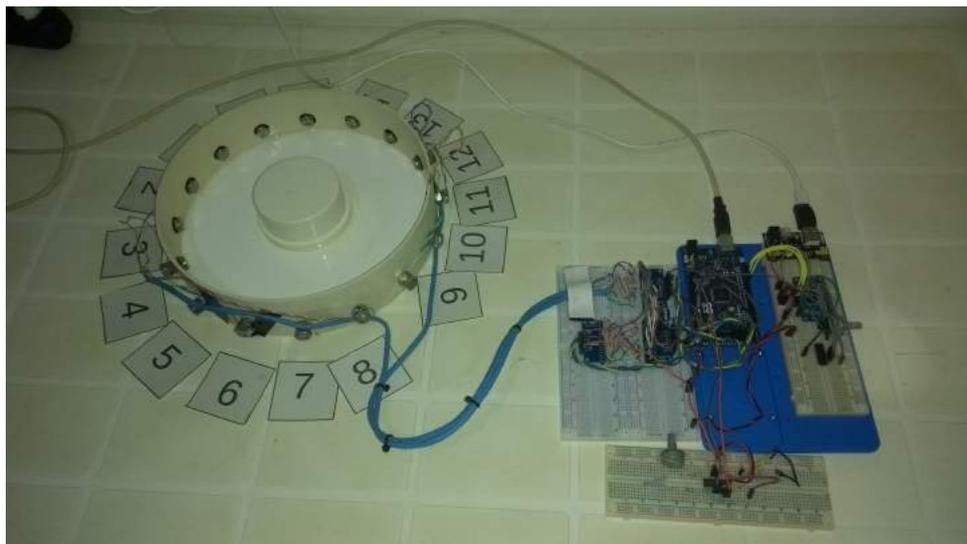


Figura 40 – Montagem inicial do circuito projetado: conexão com a Cuba de simulação

## 5.6 Comunicação com o Computador

O Sistema de controle da TIE proposto, pode contar com o protocolo de comunicação serial que utilizam canal de comunicação USB para enviar e receber dados, trazendo essa possibilidade de enviar dados de leitura. Por isso, como ainda se considera o EIDORS como ambiente de reconstrução, é proposto seu uso pela plataforma GNU-Octave que é uma aplicação Open-Source e possui um pacote para comunicação com dispositivos embarcados chamada Instruments. A Figura 43 mostra a conexão com o computador pelo cabo USB, que fica utilizado exclusivamente para dados com a alimentação ficando a cargo do regulador de tensão.

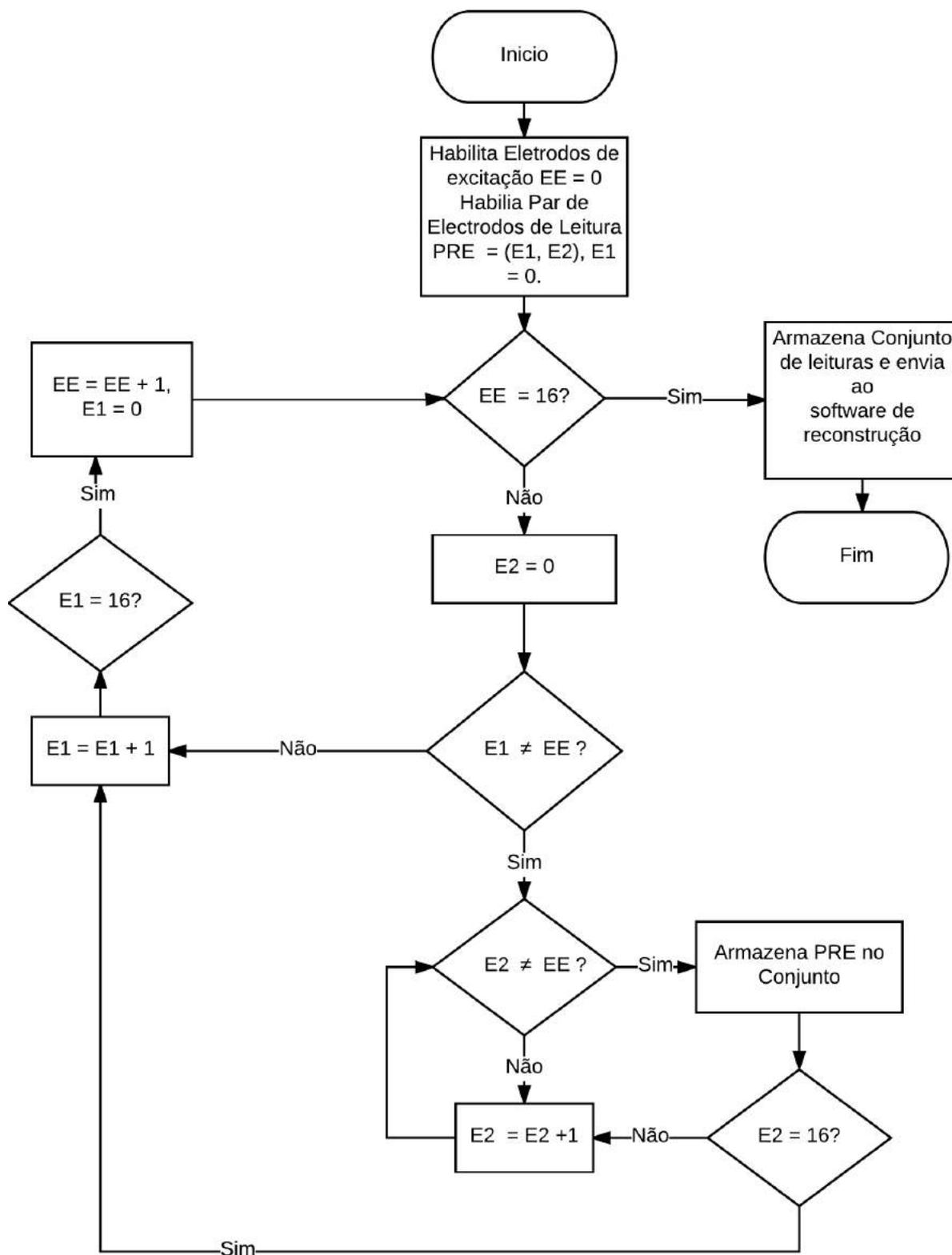


Figura 41 – Fluxograma do sistema de controle do Hardware

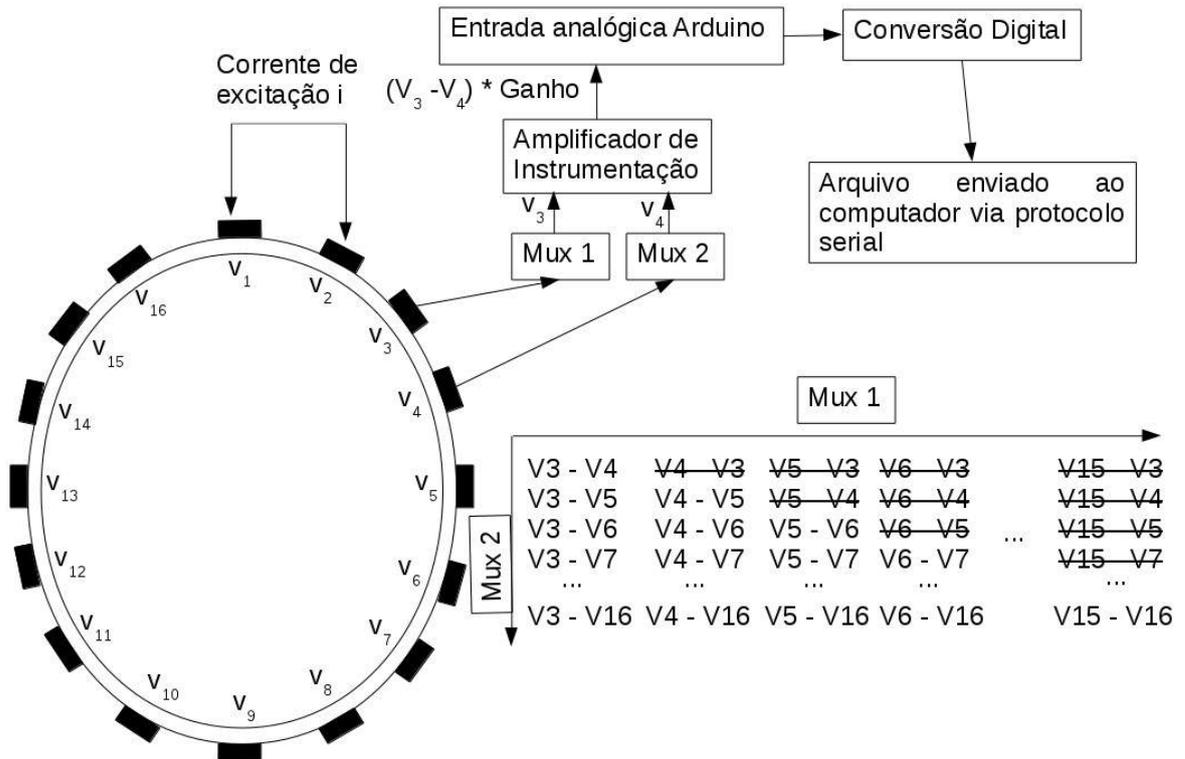


Figura 42 – Demonstração do protocolo de leitura dos eletrodos

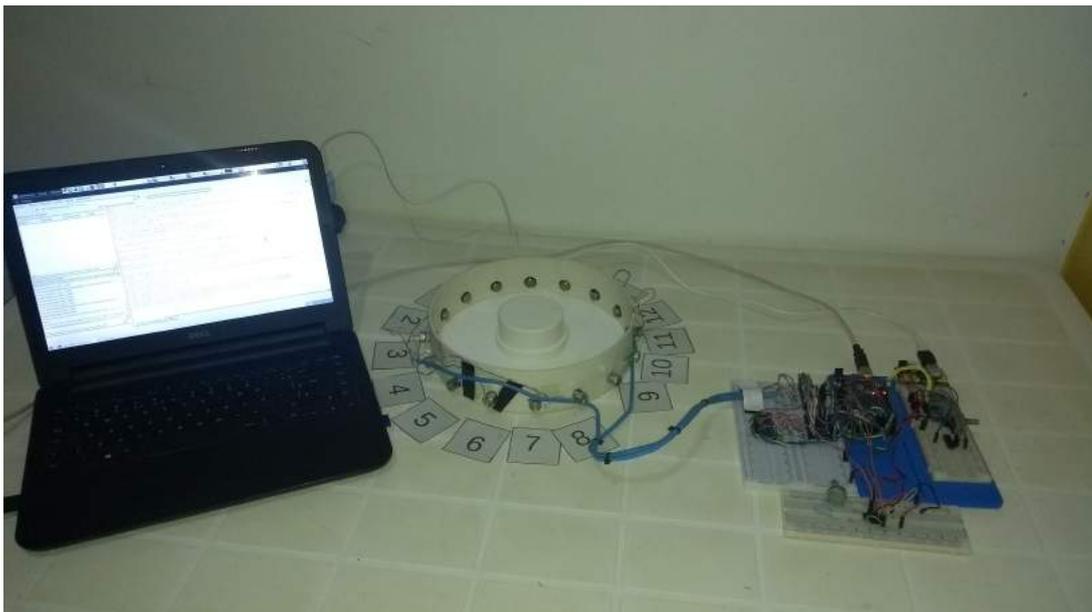


Figura 43 – Conexão do circuito do protótipo com computador

# 6 CONCLUSÃO

## 6.1 Conclusões Gerais

A Utilização do paradigma *Open Hardware* trouxe mais uma estratégia para construção de soluções para problemas reais de engenharia, e sua difusão nomeio acadêmico é importante pois oferece novos caminhos alternativos de materiais e produtos que, sob a lógica proprietária, acaba afastando o público estudantil e pesquisador que não tenham fontes de financiamentos suficientes. Sempre pode-se ressaltar que o custo de aquisição de materiais foi extremamente baixo, e com a crescente expansão e utilização no meio acadêmico o conhecimento vemse tornando cada vez mais consolidado, trazendo confiança a quem precisa de tecnologia para implementação de projetos. O uso na Tomografia Por Impedância Elétrica é ainda inicial, mas o tempo e a difusão do conhecimento através de estratégias colaborativas podem trazer confiança para engenheiros utilizarem o *Hardware* e *Software* livres em projetos de tecnologias para saúde, desenvolvendo dispositivos que possam chegar com mais facilidade a população que utiliza o sistema público de saúde.

## 6.2 Dificuldades Apresentadas

A infraestrutura para o ambiente de desenvolvimento foi um ponto de dificuldades, Transporte e manuseio de soluções salinas, objetos gelatinosos para fantasmas que necessitam de resfriamento tornam importantes o ambiente laboratorial a fim de garantir mais fidelidade com as definições teóricas. O ambiente de reconstrução EIDORS é uma ferramenta importante e consolidada para o trabalho de reconstrução de imagens, mas ainda é necessária uma integração ainda mais ampla com *Hardware* para permitir que os dados de reconstrução que não tenham origem apenas de arquivos gravados, considerando afinal que um aparelho completo melhore a automação desse processo de forma que o usuário cuide apenas de acionamentos e das regiões que se pretenda retirar dados. Os Trabalhos de *Hardware* existentes não tinham utilizado plenamente as tecnologias oriundas de plataformas de *Hardware* aberto, conseqüentemente poucas referências a respeito são encontradas trazendo a necessidade de pesquisas mais aprofundadas das funções necessárias em questão. Porém, dentre os obstáculos que se impuseram pode-se destacar adquirir alguns dispositivos necessários, pois o mercado local em Recife é bastante reduzido e levou a necessidade de compras pela internet que tem o preço dos produtos incrementado com o custo de transporte (frete), assim projetos tem que ser bem planejados e itens comprados em número maior que o necessário para eventuais reposições e adaptações ao longo do processo.

## 6.3 Contribuições

O trabalho gerou algumas contribuições ao longo do mestrado, como artigos publicados em eventos, congressos e contribuição em capítulo de livro e abaixo estão listados alguns que estão disponíveis nos apêndices para conferência do leitor.

## 6.4 Trabalhos Futuros

Esse protótipo é um pequeno início ainda de um dispositivo funcional, porém ao definir as etapas e módulos juntos com o sistema de controle e comunicação com um computador, alguns esforços futuros podem avançá-lo para o caminho do funcionamento pleno, portanto sugere-se os seguintes objetivos:

- Utilizar fantasmas mais voltados aos órgãos e tecidos humanos, para iniciar a calibração de fato do aparelho e consequente uso de material biológico real.
- Estudar e aplicar mais plataformas de desenvolvimento em Open Hardware que possam ser utilizados e reduzir custos de prototipação e computacionais, como o protótipo está modulado, as partes podem ser substituídas e reprogramadas com facilidade.
- Desenvolver uma aplicação em linguagem de alto nível para controlar o funcionamento do aparelho e facilitar o manuseio, minimizando necessidade de muito conhecimento técnico para operação.

# Referências

- ADLER, A.; LIONHEART, W. R. Uses and abuses of eiders: an extensible software base for eit. *Physiological measurement*, 2006.
- BARBER, D.; BROWN, B. Applied potential tomography. *Journal of Physics E: Scientific Instruments*, 1984.
- BARBOSA, V. A.; RIBEIRO, R. R.; FEITOSA, A. R.; SILVA, V. L. da; ROCHA, A. D.; FREITAS, R. C.; SOUZA, R. E. de; SANTOS, W. P. dos. Reconstrução de imagens de tomografia por impedância elétrica usando cardume de peixes, busca não-cega e algoritmo genético. *XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, 2016.
- BERA, T. K.; BISWAS, S. K.; RAJAN, K.; NAGARAJU, J. Improving image quality in electrical impedance tomography (eit) using projection error propagation-based regularization (pepr) technique: a simulation study. *Journal of Electrical Bioimpedance*, 2011.
- BROWN, B.; BARBER, D.; SEAGAR, A. Applied potential tomography: possible clinical applications. *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 1985.
- ERER, K. S. Adaptive usage of the butterworth digital filter. *Journal of biomechanics*, Elsevier, 2007.
- FEITOSA, A. R. S. Reconstrução de imagens de tomografia por impedância elétrica utilizando o método dialético de otimização. 2015.
- 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*, 2013.
- INSTRUMENTS, N. *PCI-6521*. 2010. Disponível em: <<http://www.ni.com/pt-br/support/model.pci-6521.html>>.
- KANDADAI, M. A.; RAYMOND, J. L.; SHAW, G. J. Comparison of electrical conductivities of various brain phantom gels: Developing a 'brain gel model'. *Materials Science and Engineering: C*, 2012.
- KAO, T.-J.; SAULNIER, G. J.; ISAACSON, D.; SZABO, T. L.; NEWELL, J. C. A versatile high-permittivity phantom for eit. *IEEE transactions on Biomedical Engineering*, 2008.
- KHALIGHI, M.; VAHDAT, B. V.; MORTAZAVI, M.; HY, W.; SOLEIMANI, M. Practical design of low-cost instrumentation for industrial electrical impedance tomography (eit). In: IEEE. *Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC), 2012 IEEE International*. [S.l.], 2012. p. 1259–1263.
- KUMAR, S. P.; SRIRAAM, N.; BENAKOP, P.; JINAGA, B. Reconstruction of brain electrical impedance tomography images using particle swarm optimization. In: IEEE. *Industrial and Information Systems (ICIIS), 2010 International Conference on*. [S.l.], 2010. p. 339–342.
- LIMA, C. B. d. Técnicas de projetos eletrônicos com os microcontroladores avr. *1ª edição. Clube de autores*, 2010.

- MAIYA, G. *Introduction to Open Source Hardware*. [S.l.]: Createspace Independent Publishing Platform, 2015.
- MARTINS, T. de C.; CAMARGO, E. D. L. B. de; LIMA, R. G.; AMATO, M. B. P.; TSUZUKI, M. d. S. G. Image reconstruction using interval simulated annealing in electrical impedance tomography. 2012.
- MATHEWS, J. H.; FINK, K. D. et al. *Numerical methods using MATLAB*. [S.l.]: Pearson London, UK:, 2004.
- NILSSON, J. W.; RIEDEL, S. A. *Circuitos Elétricos, 8a. Edição*. [S.l.]: São Paulo, Pearson, 2008.
- OXER, J.; BLEMING, H. *Practical Arduino: cool projects for open source hardware*. [S.l.]: Apress, 2011.
- POWELL, A. Democratizing production through open source knowledge: from open software to open hardware. Sage Publications Sage UK: London, England, 2012.
- PRICE, K. V.; STORN, R. M.; LAMPINEN, J. A. Differential evolution: a practical approach to global optimization. *Natural computing*, Berlin: Springer, 2005.
- RIBEIRO, D. E.; RIBEIRO, R. R.; BARBOSA, V. A. F.; DEBUS, H.; LIMA, M. P. M.; SOARES, N. S.; SANTOS, W. P. d.; SOUZA, R. E. de. Proposta de um tomógrafo de impedância de baixo custo baseado no paradigma open-hardware. 2016.
- RIBEIRO, R. R.; FEITOSA, A. R.; BARBOSA, V. A.; SILVA, V. L. da; ROCHA, A. D.; FREITAS, R. C.; SOUZA, R. E. de; SANTOS, W. P. dos. Reconstrução de imagens de tie usando simulated annealing, evolução diferencial e algoritmos genéticos.
- RIBEIRO, R. R.; FEITOSA, A. R.; SOUZA, R. E. de; SANTOS, W. P. dos. Reconstruction of electrical impedance tomography images using genetic algorithms and non-blind search. In: IEEE. *Biomedical Imaging (ISBI), 2014 IEEE 11th International Symposium on*. [S.l.], 2014. p. 153–156.
- SINGH, G.; ANAND, S.; LALL, B.; SRIVASTAVA, A.; SINGH, V. Development of a microcontroller based electrical impedance tomography system. *Systems, Applications and Technology Conference (LISAT), 2015 IEEE Long Island*, 2015.
- TEHRANI, J. N.; JIN, C.; MCEWAN, A.; SCHAIK, A. van. A comparison between compressed sensing algorithms in electrical impedance tomography. In: IEEE. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*. [S.l.], 2010. p. 3109–3112.

# Apêndices

APÊNDICE A – PROPOSTA DE UM  
TOMÓGRAFO DE IMPEDÂNCIA DE  
BAIXO CUSTO BASEADO NO  
PARADIGMA OPEN-HARDWARE.

4º EBIT

4º EBIT



ENCONTRO BRASILEIRO PARA  
INOVAÇÃO TERAPÊUTICA

ÁREA DE SUBMISSÃO: SISTEMA DE INOVAÇÃO EM SAÚDE

## PROPOSTA DE UM TOMÓGRAFO DE IMPEDÂNCIA DE BAIXO CUSTO BASEADO NO PARADIGMA OPEN-HARDWARE

D. E. RIBEIRO<sup>1</sup>, R. R. RIBEIRO<sup>3</sup>, V. A. F. BARBOSA<sup>1</sup>, H. DEBUS<sup>2</sup>, M.P.M LIMA<sup>2</sup>, N. S. SOARES<sup>4</sup>,  
W. P. dos SANTOS<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, Departamento de Engenharia Biomédica

<sup>2</sup> Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, Departamento de Engenharia Química

<sup>3</sup> Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Ciências Exatas e da Natureza, Pós-Graduação em Ciência de Materiais

<sup>4</sup> Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, Departamento de Eletrônica e Sistemas

E-mail para contato: david.eribeiro@ufpe.br

**RESUMO** – A Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) é uma tecnologia não invasiva e livre de radiações ionizantes para aquisição de imagens de uma região através de suas grandezas elétricas. O método se baseia na aplicação de um padrão de corrente elétrica alternada de baixa intensidade através de eletrodos dispostos em torno da superfície da região a qual se quer imagear, em seguida os potenciais elétricos resultantes à excitação são medidos. A proposta da pesquisa é trabalhar a melhoria dos métodos de reconstrução de imagens de TIE na tentativa de obter imagens de melhor resolução em um tempo de reconstrução menor, e também, a construção de um protótipo do sistema de aquisição de dados com o objetivo de obter um tomógrafo completo, de baixo custo e portátil.

**Palavras Chave:** Tomografia por impedância elétrica, reconstrução de imagens, hardware.

**ABSTRACT** - Electrical Impedance Tomography (EIT) is a noninvasive and an ionizing radiation free technology for images acquisition on a region through their electrical parameters. The method is based on the application of an alternating electric current pattern of low intensity through electrodes arranged around the surface region in order to obtain the image, as also to measure the excitation electrical potentials. The aim of this research is to work on the improvement of the EIT image reconstruction methods, in an attempt to acquire better resolution images in a smaller reconstruction time, furthermore the aim is also the construction of a prototype data acquisition system in order to obtain a complete and portable tomography at a low cost.

**Keywords:** Electrical Impedance Tomography, image reconstruction, hardware.

## 4º EBIT

4º EBIT



ENCONTRO BRASILEIRO PARA  
INOVAÇÃO TERAPÊUTICA

### 1. INTRODUÇÃO

A Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) é uma tecnologia não invasiva e livre de radiações ionizantes para aquisição de imagens tomográficas. Ela se baseia na aplicação de um padrão de corrente elétrica alternada (Tehrani et al., 2010), de baixa amplitude e alta frequência, através de eletrodos dispostos em torno da superfície da seção do corpo, e na medição do potencial resultante nos eletrodos. As imagens de TIE são a reconstrução computacional do mapeamento estimado das condutividades ou permissividades elétricas do interior da seção do corpo, calculadas a partir da relação entre os dados de excitação e os dados de resposta.

A TIE destaca-se em aplicações médicas, foco principal desse projeto, e também em geofísica e na área industrial. Dentre as aplicações médicas, a TIE é aplicada principalmente na detecção de câncer de mama, acidente vascular cerebral, e para monitorar a ventilação pulmonar imposta por ventilação mecânica (Tehrani et al., 2010; Kumar et al., 2010).

Outras técnicas para imagens médicas tais como ressonância magnética, ultrassonografia e tomografia computadorizada, possuem maior velocidade de reconstrução e resolução das imagens geradas com qualidade superior. No entanto, a TIE não utiliza radiações ionizantes, sendo inofensiva ao paciente e com custo de implementação baixo associado e as pequenas dimensões do equipamento, evitando a remoção do paciente de seu leito para a realização do exame, fazendo dessa técnica bem promissora para substituir algumas tecnologias existentes.

A técnica de TIE consiste na solução dos problemas direto e inverso (Tehrani et al., 2010; Kumar et al., 2010). O problema direto consiste em se determinar os potenciais elétricos no interior da seção do corpo e os potenciais medidos em seu contorno a partir do padrão de excitação de corrente. Essa relação é dada pela Equação de Laplace. A estimativa da distribuição de condutividade e permissividade elétrica do interior da seção do corpo a partir das medições da resposta a excitação é, matematicamente, um problema inverso, não linear e mal posto (Kumar et al., 2010). Não linear visto que a função que representa o potencial obtido no contorno do corpo depende de forma não linear da corrente elétrica aplicada. Mal posto porque a solução para a distribuição de condutividades e permissividades pode não ser única e ser instável além de apresentar grande sensibilidade a erros numéricos e ruídos experimentais. Essas características fazem com que sua solução seja bastante dependente do algoritmo de reconstrução e da regularização (Tehrani et al., 2010) e pode ser obtida através de métodos não iterativos (lineares) e iterativos (não lineares) (Tehrani et al., 2010; Kumar et al., 2010). Métodos de reconstrução baseados em Inteligência Computacional também vêm sendo bastante utilizados no estado da arte da técnica (Adler & Lionheart, 2006; Liu & Sun, 2011; Price et al., 2005). A proposta é a construção de um tomógrafo de impedância elétrica de baixo custo, empregando uma estratégia de particionamento de projeto, onde será desenvolvido um sistema para aquisição e condicionamento de dados para pré-processar e transferir para um computador os potenciais elétricos da borda da área imageada, executando reconstrução da imagem com os algoritmos de reconstrução adequados.



## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

A Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) trata-se de uma técnica para mapeamento de condutividade ou permissividade elétrica de uma seção de um corpo ou objeto, buscando obter a imagem por meio da injeção de corrente elétrica alternada através de eletrodos de superfície dispostos em torno do corpo e na medição dos potenciais elétricos nestes eletrodos em resposta às excitações elétricas (Garcia et al., 2013; Tehrani et al., 2010), como esquematizado na Figura 1.

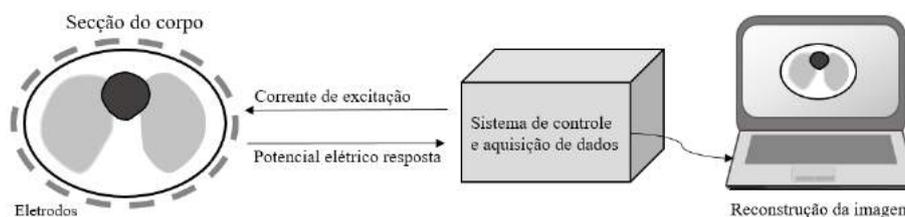


Figura 1- Esquematização da TIE.

As formas possíveis de excitação do corpo por injeção de corrente elétrica, podem ser classificadas em dois tipos: adjacente e diametral. No padrão de excitação adjacente, a corrente elétrica é injetada em um eletrodo e toma-se o eletrodo mais próximo como ponto de referência (Menin, 2009; Borcea, 2002). Com relação ao padrão diametral, a corrente elétrica é injetada em um eletrodo e toma-se o eletrodo diametralmente oposto como ponto de referência (Menin, 2009; Borcea, 2002). Por meio da alternância do par de eletrodos (injeção e referência) em torno da seção do corpo pode-se obter um conjunto de dados linearmente independentes, sendo o resultado da resolução deste conjunto de dados o mapa de condutividade ou permissividade elétrica.

A imagem de TIE é obtida através de *hardware* e *software*, sendo o *hardware* utilizado para injetar a corrente elétrica e medir as respostas a esta excitação, enquanto que o *software* pode ser utilizado para fixar o padrão de excitação e reconstruir a imagem através da obtenção direta de uma solução aproximada para o conjunto de dados mencionado anteriormente (Vallejo, 2007).

O sistema no qual os testes são feitos é composto por um fantoma, que simula um órgão biológico da imagem de TIE gerada dentro de uma cuba com uma solução salina e eletrodos. Importante ressaltar que deve-se um cuidado com a corrente alternada que será injetada nos eletrodos, pois o protótipo tem o objetivo ser um dispositivo a ser usado em humanos.

Os procedimentos da construção do protótipo do tomógrafo se dá em duas frentes: Construção do hardware de excitação e aquisição dos dados referentes ao mapeamento das impedâncias e otimização de algoritmos de reconstrução computacional, onde a solução proposta respeita o diagrama de blocos na Figura 2.

4º EBIT



Figura 2 - Diagrama de blocos.

- **Plataforma Microcontrolada:** Baseada em *open-hardware* de baixo custo, é responsável pelo controle do módulo de excitação dos eletrodos e também a leitura das tensões oriundas dos pares a considerar, feitas através da multiplexação de entradas analógicas.
- **Fonte de Corrente Alternada:** Dimensionou-se uma fonte de corrente senoidal de 1 mA a fim de atender as necessidades de um sinal com baixa amplitude e frequências na faixa 10 KHz a 250 KHz (Gurmeet et al., 2015).
- **Aquisição e Pré-Processamento:** Os sinais que serão coletados dos eletrodos são tratados e amplificados para a leitura através dos multiplexadores.
- **Multiplexador Analógico de 16 bits:** Entrega ao microcontrolador a leitura das tensões de um par de eletrodos seguindo as técnicas vistas na introdução.
- **Comunicação com Computador:** Os dados oriundos da leitura devem ser transmitidos de forma digital, a fim de serem processados pelo software de reconstrução.
- **Reconstrução computacional:** Em um computador, os dados do mapeamento das impedâncias são processados por um algoritmo que reconstrói a imagem.

Uma das formas de obter o mapa de condutividade ou permissividade elétrica na seção do corpo está ilustrada no esquema a seguir, sendo esta uma forma de resolução indireta do problema de TIE através de algoritmos de otimização, tais como: Evolução Diferencial (Ribeiro et al., 2014a), Algoritmo Genético (Ribeiro et al., 2014b), Simulated Annealing (Ribeiro et al., 2015), Otimização por Enxame de Partículas (Feitosa et al., 2014), Busca por Cardume de Peixes (Barbosa et al., 2016), Programação Evolucionária (Silva et al., 2016), entre outros.

4º EBIT

4º EBIT



ENCONTRO BRASILEIRO PARA INOVAÇÃO TERAPÊUTICA

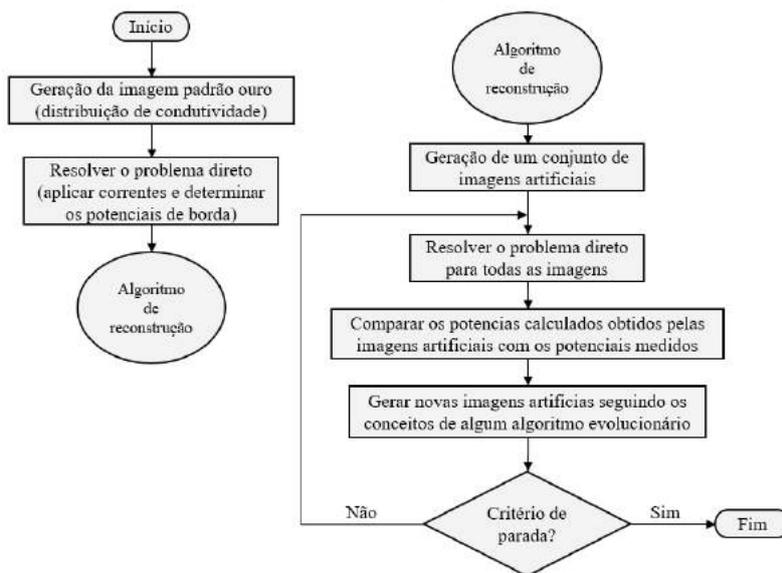


Figura 3 - Fluxograma da reconstrução de imagens de TIE como um problema de otimização.

Na Figura 3 é dado o fluxograma da simulação da reconstrução de imagens de tomografia por impedância elétrica como um problema de otimização. O primeiro passo do método é a elaboração de uma imagem de prova ao qual por simulação iremos tentar reconstruí-la usando os conceitos de TIE e algum algoritmo de otimização. Essa imagem é chamada de imagem padrão ouro a qual é dividida pelas formas geométricas consideradas pelo Método que a define. A distribuição de condutividade é o conjunto formado pelos valores de condutividade de todos os elementos que compõem a imagem. Em seguida, por meios computacionais, correntes elétricas são aplicadas à imagem padrão ouro e a resposta a esta excitação (i.e. os potenciais elétricos na borda da imagem) é medida. Os dados de corrente de excitação e potenciais de borda medidos são então consideradas no algoritmo de reconstrução. Os métodos de reconstrução utilizados neste trabalho foram algoritmos iterativos baseado em populações, dessa forma, a reconstrução começa a partir da geração de um conjunto de imagens artificiais e para cada imagem é resolvido o problema direto obtendo seus potenciais de borda. Esses potenciais são comparados com os potenciais de borda da imagem padrão ouro através do Erro Médio Quadrático. Usando os conceitos de algum algoritmo evolucionário, novas imagens são geradas a cada iteração com o objetivo de obter um erro cada vez menor. O processo de geração de novas imagens será repetido até que algum critério de parada do algoritmo evolucionário seja satisfeito: a imagem obtida com o menor erro médio quadrático será considerada como reconstruída. É importante observar que as duas primeiras etapas do fluxograma são necessárias por estarmos tratando a simulação da reconstrução por impedância elétrica, no caso da realização da tomografia real, onde se é

4º EBIT

4º EBIT



ENCONTRO BRASILEIRO PARA INOVAÇÃO TERAPÊUTICA

aplicado de fato correntes elétricas e medidos os potenciais de borda de um objeto ou corpo, estes itens não são necessários.

### 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Dentro das estratégias de reconstrução da imagem da TIE, a aplicação de algoritmos inteligentes têm tido progresso significativo e direcionado novos métodos. A Figura 4 contém três imagens padrão ouro geradas em um ambiente de simulação computacional : Centralizada, entre o centro e borda e na borda.

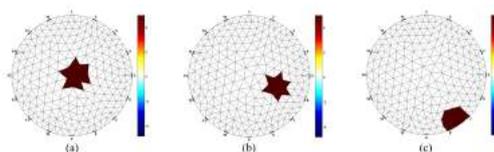
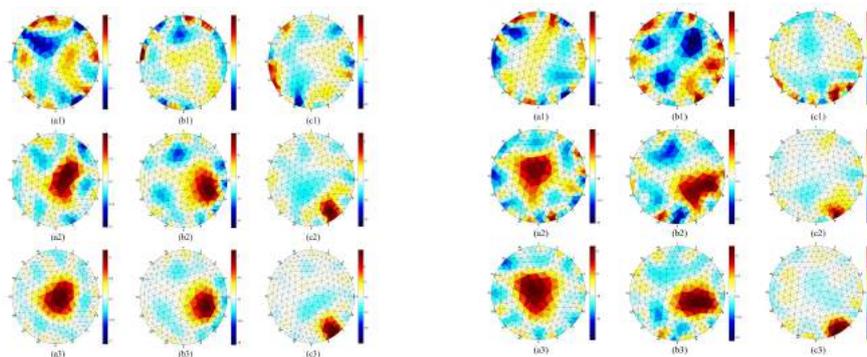


Figura 4 - Imagens geradas pelo EIDORS

Como o hardware do tomógrafo ainda está em processo de desenvolvimento, gera-se imagens para aferir a qualidade das imagens reconstruídas pelas técnicas propostas. Pode-se destacar os resultados de dois trabalhos desenvolvidos por pesquisadores do grupo de Tomografia por Impedância Elétrica do programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Pernambuco: Um utilizando Algoritmos genéticos (AG) (Ribeiro et al., 2014b) e outro a Evolução



Diferencial (ED) (Ribeiro et al, 2015) como demonstrado nas Figuras 5 e 6.

Figura 5 - Algoritmos Genéticos.

Figura 6 - Evolução diferencial.

Cada figura representa os resultados de reconstrução para objetos colocados no centro (a1, a2 e a3), entre centro e borda (b1, b2 e b3), e perto da borda (c1, c2 e c3) do domínio circular para 50, 300 e 500 iterações usando AG e ED, respectivamente. O aumento de iterações faz com que os algoritmos

#### 4º EBIT

4º EBIT



ENCONTRO BRASILEIRO PARA  
INOVAÇÃO TERAPÊUTICA

converjam para resultados com menor erro e consequente melhor qualidade das reconstruções. Apesar do resultado ser satisfatório, pesquisas em andamento buscam novos algoritmos ou técnicas híbridas para uma melhor resolução das imagens em menos tempo de processamento.

#### 4. CONCLUSÃO

A Tomografia por Impedância Elétrica se mostra uma técnica promissora que poderá vir a ocupar mais espaços no apoio ao diagnóstico, sendo importante ferramenta a ser considerada em aplicações médicas. Espera-se que ao término do protótipo de baixo custo, a pesquisa comece a gerar as próprias imagens a serem reconstruídas e comparadas com outras ferramentas para fins de consolidação.

Implementar um dispositivo baseado em (Open-Hardware) com um bom tratamento dos sinais provenientes da leitura dos eletrodos e um aprimoramento de técnicas baseadas em algoritmos inteligentes poderá deixar o protótipo encaminhado a um dispositivo comercial e completamente integrado à realidade da tomografia.

#### 5. REFERÊNCIAS

ADLER, A.; LIONHEART, W.R.B. Uses and abuses of EIDORS: an extensive software base for EIT. *Physiol. Meas.* 27, S25-S42. 2006

BARBOSA, V. A. F.; RIBEIRO, R. R.; FEITOSA, A. R. S.; FREITAS, R. C.; NELO, M. F. B.; SILVA, V. L. B. A.; SOUZA, R. E.; SANTOS, W. P. Reconstrução de imagens de TIE usando busca por cardume de peixes e density based on fish school search. In: XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2016, Foz do Iguaçu, Paraná, Brasil.

BORCEA, L. Electrical impedance tomography. *Inverse Problems*, v. 18, p. R99-R136, 2002.

FEITOSA, A. R. S.; [RIBEIRO, R. R.](#); BARBOSA, V. A. F.; SOUZA, R. E.; SANTOS, W. P. Reconstruction of electrical impedance tomography images using particle swarm optimization, genetic algorithms and non-blind search. In: 5th IEEE Biosignals and Biorobotics Conference, 2014, Salvador. ISSNIP- BIOSIGNALS AND ROBOTICS FOR BETTER AND SAFER LIVING, 2014.

GARCIA, F.D.; SOUZA, M.N.; PINO, A.V. Algoritmo de reconstrução de imagens para um sistema de Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) baseado em configuração multiterminais. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 29, n. 2, p. 133-143. 2013.

GURMEET, S.; ANAND, B. L.; SRIVASTAVA, A. and SING, V. "Development of a microcontroller based electrical impedance tomography system," Systems, Applications and Technology Conference (LISAT), 2015 IEEE Long Island, Farmingdale, NY, p. 1-4, 2015.

#### 4º EBIT

**4º EBIT**



**ENCONTRO BRASILEIRO PARA  
INOVAÇÃO TERAPÊUTICA**

LIU, Y; SUN, F. A fast differential evolution algorithm using k-Nearest Neighbour predictor. *Expert Systems with Applications*, v. 38, n. 4, p. 4254-4258, 2011.

MENIN, O. H. Método dos Elementos de Contorno para Tomografia por Impedância Elétrica. Tese (Mestrado), Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, 2009.

PRICE, K.; STORN, R.M.; J.A. LAMPINEM. *Differential Evolution: a practical approach to global optimization*. New York: Springer, 2005.

RIBEIRO, R. R.; FEITOSA, A. R. S.; SOUZA, R. E.; SANTOS, W. P. A modified differential evolution algorithm for the reconstruction of electrical impedance tomography images. In: 5th IEEE Biosignals and Biorobotics Conference, 2014, Salvador. ISSNIP- BIOSIGNALS AND ROBOTICS FOR BETTER AND SAFER LIVING, 2014a.

[RIBEIRO, R. R.](#); FEITOSA, A. R. S.; SOUZA, R. E.; [SANTOS, W. P.](#) Reconstruction of electrical impedance tomography images using genetic algorithms and non-blind search. In: IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, 2014, Beijing. In: IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, 2014b.

RIBEIRO, R. R.; FEITOSA, A. R. S.; BARBOSA, V. A. F.; SILVA, V. L. B. A.; ROCHA, A. D. D.; FREITAS, R. C.; SOUZA, R. E.; SANTOS, W. P. Reconstrução de Imagens de TIE usando Simulated Annealing, Evolução Diferencial e Algoritmos Genéticos. In: XII Congresso Brasileiro de Inteligência Computacional, 2015, Curitiba. XII Congresso Brasileiro de Inteligência Computacional, 2015.

SILVA, V. L. B. A.; BARBOSA, V. A. F.; FREITAS, R. C.; RIBEIRO, R. R.; LIMA, M. P. M.; SOUZA, R. E.; SANTOS, W. P. Aplicação de programação evolucionária e algoritmo genético para reconstrução de imagens e EIT. In: XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2016, Foz do Iguaçu, Paraná, Brasil. XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2016.

TEHRANI, J. N.; JIN, C.; MCEWAN, A.; SCHAİK, A. A comparison between compressed sensing algorithms in Electrical Impedance Tomography. *32nd Annual Conference of IEEE EMBS*, 2010.

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

## 6. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem às agências de fomento à pesquisa CAPES e FACEPE pelo financiamento parcial desta pesquisa.

APÊNDICE B – PROTÓTIPO DE UM  
TOMÓGRAFO DE IMPEDÂNCIA  
ELÉTRICA BASEADO NO PARADIGMA  
OPEN-HARDWARE.

ENEIS - IFBA



## PROTÓTIPO DE UM TOMÓGRAFO DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA BASEADO NO PARADIGMA OPEN-HARDWARE

RIBEIRO, David Edson<sup>1</sup>; RIBEIRO, Reiga Ramalho<sup>2</sup>; SOUZA, Ricardo Emmanuel de<sup>3</sup>; SANTOS, Wellington Pinheiro dos<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Mestrando em Engenharia Biomédica, UFPE, Recife, Pernambuco, david.eribeiro@ufpe.br

<sup>2</sup> Mestre em Engenharia Biomédica, UFPE, Recife, Pernambuco, reigaramalho@gmail.com

<sup>3</sup> Doutor em Física, UFPE, Recife, Pernambuco, res.ufpe@gmail.com

<sup>4</sup> Doutor em Engenharia Elétrica, UFCG, Campina Grande, Paraíba, wellington.santos@ufpe.br

### INTRODUÇÃO

A Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) trata-se de uma técnica não invasiva e livre de radiação ionizante que possibilita obter imagens tomográficas de secção do corpo. Baseia-se na injeção de corrente elétrica alternada de baixa amplitude e alta frequência (Tehrani et al., 2010) por meio de eletrodos de superfície dispostos em torno da área imageada, posteriormente mensurando os potenciais dos eletrodos em resposta a fim de gerar imagens de condutividade ou permissividade elétrica estimadas computacionalmente para a secção do corpo. Na área médica, a TIE é aplicada principalmente na detecção de câncer de mama, acidente vascular cerebral e para monitorar a ventilação pulmonar imposta por ventilação mecânica (Menin & Artioli, 2010). A proposta deste trabalho trata-se em construir um protótipo de tomógrafo de impedância elétrica de baixo custo, utilizando uma estratégia de particionamento de projeto, onde será desenvolvido um sistema para aquisição e condicionamento de dados para pré-processar e transferir para um computador os potenciais elétricos de superfície da área imageada, executando a reconstrução da imagem com os algoritmos de reconstrução adequados.

### METODOLOGIA

A Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) trata-se de uma técnica para mapeamento de condutividade ou permissividade elétrica de uma secção de um corpo ou objeto, buscando obter a imagem por meio da injeção de corrente elétrica alternada através de eletrodos de superfície dispostos em torno do corpo e na medição dos potenciais elétricos nestes eletrodos em resposta às excitações elétricas (Tehrani et al., 2010). A imagem de TIE é obtida através de um dispositivo de *hardware*, utilizado para injetar a corrente elétrica e medir as respostas a esta excitação, conseqüentemente enviar os dados a um computador com o *software* para reconstruir a imagem através da obtenção direta de uma solução aproximada para o conjunto de dados mencionado anteriormente.

### RESULTADOS E DISCUSSÕES

O hardware do tomógrafo está em processo de testes, com um circuito construído em plataformas de Open-Hardware, utilizando um objeto que simula um órgão biológico em uma cuba, com 16 eletrodos dispostos equidistantes, preenchida com uma solução salina a fim de mapear a distribuição das impedâncias mensurando os potenciais elétricos em pares de eletrodos e comparando com um aparelho impedancímetro que valida às leituras para posterior aplicação de algoritmos de reconstrução de trabalhos desenvolvidos por pesquisadores do Grupo de Pesquisa em Computação Biomédica, do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB) da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), como os Algoritmos Genéticos (AG) (Ribeiro et al., 2014).

### CONSIDERAÇÕES FINAIS

O protótipo do tomógrafo de impedância elétrica trará ao Grupo de Pesquisa em Computação Biomédica (PPGEB/UFPE) a capacidade de testar os algoritmos de reconstrução já validados por experimentos computacionais. Além disso, a combinação do protótipo do tomógrafo, baseado no paradigma Open-Hardware, com o software de reconstrução desenvolvido pelo grupo de pesquisa será mais uma possibilidade de produto de baixo custo e fácil portabilidade para o auxílio ao diagnóstico por imagem.

### REFERÊNCIAS

- TEHRANI, J. N.; JIN, C.; MCEWAN, A.; SCHAİK, A. **A comparison between compressed sensing algorithms in Electrical Impedance Tomography**. In: 32nd Annual Conference of IEEE EMBS, 2010.
- MENIN, O.H.; ARTIOLI, ROLNIK, V. **Tomografia de Impedância Elétrica: uma nova técnica de imageamento em medicina**. Revista Iluminart – ISSN: 1984-8625 – Número 5, 2010.
- [RIBEIRO, R. R.](#); FEITOSA, A. R. S.; SOUZA, R. E.; [SANTOS, W. P.](#) **Reconstruction of electrical impedance tomography images using genetic algorithms and non-blind search**. In: IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, Beijing, 2014.

APÊNDICE C – PROTÓTIPO DE UM  
TOMÓGRAFO DE IMPEDÂNCIA DE  
BAIXO CUSTO BASEADO NO  
PARADIGMA OPEN-HARDWARE.

SABIO - UFPE

I Simpósio de Inovação em Engenharia Biomédica – SABIO 2017

## PROTÓTIPO DE UM TOMÓGRAFO DE IMPEDÂNCIA DE BAIXO CUSTO BASEADO NO PARADIGMA OPEN-HARDWARE

D. E. Ribeiro\*, W. P. dos Santos\*, R. E. de Souza\*, V. A. F. Barbosa\*, M. P. M. Lima\*,  
R. L. T. Ogava\*, I. J. N. S. A. Dias\* e R. B. Valença\*

\*Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil  
e-mail: david.eribeiro@ufpe.br

**Resumo:** A Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) é uma tecnologia não invasiva e livre de radiações ionizantes para aquisição de imagens de uma região através de suas grandezas elétricas. O método se baseia na aplicação de um padrão de corrente elétrica alternada de baixa intensidade através de eletrodos dispostos em torno da superfície da região a qual se quer imagear, em seguida os potenciais elétricos resultantes à excitação são medidos. A proposta da pesquisa é desenvolver um dispositivo baseado em Open-Hardware para construção de um protótipo do sistema de aquisição de dados com o objetivo de obter um tomógrafo completo, de baixo custo e portátil.

**Palavras-chave:** Tomografia por impedância elétrica, reconstrução de imagens, hardware.

**Abstract:** Electrical Impedance Tomography (EIT) is a noninvasive and an ionizing radiation free technology for images acquisition on a region through their electrical parameters. The method is based on the application of an alternating electric current pattern of low intensity through electrodes arranged around the surface region in order to obtain the image, as also to measure the excitation electrical potentials. The aim of this research is to develop a device based in open-hardware, furthermore the aim is also the construction of a prototype data acquisition system in order to obtain a complete and portable tomography at a low cost.

**Keywords:** Electrical Impedance Tomography, image reconstruction, hardware.

### Introdução

A Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) é uma tecnologia não invasiva e livre de radiações ionizantes para aquisição de imagens tomográficas. Ela se baseia na aplicação de um padrão de corrente elétrica alternada [1], de baixa amplitude e alta frequência, através de

eletrodos dispostos em torno da superfície da seção do corpo, e na medição do potencial resultante nos eletrodos. As imagens de TIE são a reconstrução computacional do mapeamento estimado das condutividades ou permissividades elétricas do interior da seção do corpo, calculadas a partir da relação entre os dados de excitação e os dados de resposta.

A TIE destaca-se em aplicações médicas, foco principal desse projeto, e também em geofísica e na área industrial. Dentre as aplicações médicas, a TIE é aplicada principalmente na detecção de câncer de mama, acidente vascular cerebral, e para monitorar a ventilação pulmonar imposta por ventilação mecânica [1][2].

Outras técnicas para imagens médicas tais como ressonância magnética, ultrassonografia e tomografia computadorizada, possuem maior velocidade de reconstrução e resolução das imagens geradas com qualidade superior. No entanto, a TIE não utiliza radiações ionizantes, sendo inofensiva ao paciente e com custo de implementação baixo associado e as pequenas dimensões do equipamento, evitando a remoção do paciente de seu leito para a realização do exame, fazendo dessa técnica bem promissora para substituir algumas tecnologias existentes.

A técnica de TIE consiste na solução dos problemas direto e inverso [1][2]. O problema direto consiste em se determinar os potenciais elétricos no interior da seção do corpo e os potenciais medidos em seu contorno a partir do padrão de excitação de corrente. Essa relação é dada pela Equação de Laplace. A estimativa da distribuição de condutividade e permissividade elétrica do interior da seção do corpo a partir das medições da resposta a excitação é, matematicamente, um problema inverso, não linear e mal posto [2]. Não linear visto que a função que representa o potencial obtido no contorno do corpo depende de forma não linear da corrente elétrica aplicada. Mal posto porque a solução para a distribuição de condutividades e permissividades pode não ser única e ser instável além de apresentar grande sensibilidade a erros numéricos e ruídos experimentais.

SABIO - UFPE

I Simpósio de Inovação em Engenharia Biomédica – SABIO 2017

Essas características fazem com que sua solução seja bastante dependente do algoritmo de reconstrução e da regularização e pode ser obtida através de métodos não iterativos (lineares) e iterativos (não lineares). Métodos de reconstrução baseados em Inteligência Computacional também vêm sendo bastante utilizados no estado da arte da técnica [3][4][5]. A proposta é a construção de um tomógrafo de impedância elétrica de baixo custo, empregando uma estratégia de particionamento de projeto, onde será desenvolvido um sistema para aquisição e condicionamento de dados para pré-processar e transferir para um computador os potenciais elétricos da borda da área imageada, executando reconstrução da imagem com os algoritmos de reconstrução adequados.

**Trabalhos Relacionados**

O início do estudo sobre a TIE, tomografia por impedância elétrica, se deu na década de 80, tendo como pioneiro o trabalho relacionado em [6], do Departamento de Física Médica e Engenharia Clínica da Universidade de *Sheffield* (Reino Unido). O artigo trouxe as primeiras imagens da TIE em humanos, a utilização de 32 ou 16 eletrodos organizados em pares adjacentes e, principalmente, o estudo sobre as resistividades dos tecidos biológicos descritos na tabela 1. Além disso, ele mostrou que a leitura e coleta dos dados gastava um tempo muito curto, 100ms, e que o tempo gasto para gerar a imagem se dá no tratamento dos dados pelo software de reconstrução.

Tabela 1: Resistividades de tecidos biológicos (baseado em [6])

Tecido	Resistividade( $\Omega m$ )
Fluido cerebrospinal	0,65
Sangue	1,5
Músculo cardíaco	4,24
Tecido Neural	5,8
Pulmão	7,2-23,6

Visto que um dos passos fundamentais para uma boa implementação da TIE é a boa qualidade na leitura dos dados,[7] trouxe em seu trabalho um cuidado maior com o hardware, para que o sinal fosse tratado antes de ser enviado ao software de reconstrução. Ele se utilizou da placa PCI 6251, que possui a capacidade de conversão A/D, uma fonte de corrente senoidal de 50kHz e 1 mA e um conversor de tensão-corrente baseado no OTA CA3080. Isso foi possível através de um barramento PCI, de um controle através do software Labview e da utilização de algoritmos evolutivos, que apresentam resultados mais precisos, porém, com mais custo computacional, e de algoritmos não-evolutivos, que

apresentam comportamento oposto.

A leitura dos pares de eletrodos através de multiplexadores proposta em [8], bem como a utilização do EIDORS, que permite alterações de técnicas em seu código e sua livre modificação utilizando os algoritmos de Gauss-Newton e Newton Raphson Modificado. A arquitetura de seu hardware também trouxe uma melhor visualização do caminho dos sinais e uma garantia de sequência de pares, graças aos multiplexadores. Porém, o que realmente se destacou no seu trabalho foi a utilização de uma fonte de corrente de 1mA que tem o sinal definido através de um oscilador controlado por tensão multifrequência, operando nos valores de 12,5 kHz, 25kHz e 50kHz. A vantagem dessa fonte é a capacidade de integração com sistemas embarcados, viabilizando a utilização de circuitos integrados e Shields para kits de desenvolvimento.

A utilização de sistemas embarcados foi protagonista em [9], que trouxe um protótipo com mais elementos embarcados e dois microcontroladores: AVR ATMEGA 16 e o MSP430G2. A utilização de dois microcontroladores têm funções distinta, pois enquanto o ATMEGA 16 cuida do sistema de aquisição e controle dos dados, o MSP430G2 é responsável pela conversão Analógica/Digital e envia a informação ao PC através de porta serial para que seja feita a reconstrução.

**Materiais e métodos**

A Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) trata-se de uma técnica para mapeamento de condutividade ou permissividade elétrica de uma seção de um corpo ou objeto, buscando obter a imagem por meio da injeção de corrente elétrica alternada através de eletrodos de superfície dispostos em torno do corpo e na medição dos potenciais elétricos nestes eletrodos em resposta às excitações elétricas [7][1], como esquematizado na Figura 1.

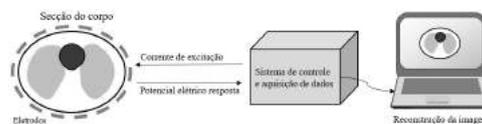


Figura 1 : Esquemática da TIE.

As formas possíveis de excitação do corpo por injeção de corrente elétrica, podem ser: adjacente e diametral. No padrão de excitação adjacente toma-se o eletrodo mais próximo como ponto de referência, enquanto o padrão diametral considera o eletrodo diametralmente oposto como ponto de referência [10][11]. Por meio da alternância do par de eletrodos (injeção e referência) em torno da seção do corpo pode-se obter um conjunto de dados linearmente independentes, sendo o resultado da resolução deste

SABIO - UFPE

I Simpósio de Inovação em Engenharia Biomédica – SABIO 2017

conjunto de dados o mapa de condutividade ou permissividade elétrica.

A imagem de TIE é obtida através do hardware utilizado para injetar a corrente elétrica e medir as respostas a esta excitação, e o software para reconstruir a imagem através da obtenção direta de uma solução aproximada para o conjunto de dados mencionado anteriormente [12], onde a solução proposta respeita o diagrama de blocos na Figura 2.



Figura 2. diagrama de blocos do protótipo.

Nesta direção, pode-se analisar as funcionalidades descritas no diagrama de blocos da seguinte forma:

- **Área Imageada:** Utilizado um fantoma composto por uma cuba e 16 eletrodos de aço distribuídos ao redor e imersos em uma solução normal de NaCl (9g/L) (Bera et al 2012) e um objeto de condutividade diferente a da solução em posições distintas.
- **Plataforma Microcontrolada:** Baseada em open-hardware de baixo custo, é responsável pelo controle do módulo de excitação dos eletrodos e também a leitura das tensões oriundas dos pares a considerar, feitas através da multiplexação de entradas analógicas e posterior entrega de dados a um sistema de reconstrução por software.
- **Fonte de Corrente Alternada:** Dimensionou-se uma fonte de corrente senoidal de 1 mA a fim de atender as necessidades de um sinal com baixa amplitude e frequências na faixa 10 KHz a 250 KHz (Gurmeet et al., 2015)[9].
- **Demultiplexador Analógico de 16 bits:** Através deste módulo pode-se chavear a corrente que excita o sistema para obtenção das respostas correspondentes a leitura.
- **Aquisição e Pré-Processamento:** Os sinais que serão coletados dos eletrodos são tratados e amplificados para a leitura através dos multiplexadores.

- **Multiplexador Analógico de 16 bits:** Entrega ao microcontrolador a leitura das tensões de um par de eletrodos seguindo as técnicas vistas na introdução.
- **Comunicação com Computador:** Os dados oriundos da leitura devem ser transmitidos através de uma porta de comunicação a um computador a fim de serem processados pelo software de reconstrução.
- **Reconstrução computacional:** Em um computador, os dados do mapeamento das impedâncias são processados por um algoritmo que reconstrói a imagem.

O Hardware proposto para a TIE tem de ser calibrado e a forma encontrada para isso foi a utilização do TH2821A Medidor LCR portátil, que dentre suas funções mede a impedância do sistema bem como resistência e reatâncias em separado, dessa forma para as condições propostas para o fantoma tem-se as impedâncias de cada par de eletrodo considerado anteriormente. Também foi utilizado o osciloscópio Hantek 6022be interfaceado em um tablet com sistema android, além de multimetros analógico e digital para testes de continuidade, resistência e demais funções de verificação de circuitos, constituindo o ambiente experimental da figura 3..



Figura 3. Ambiente experimental

Resultados

A Cuba utilizada nos experimentos possui ao seu redor 16 eletrodos feitos com parafusos de aço e fixados com porcas e material de borracha ao redor do orifício a fim de evitar vazamentos. Os cabos utilizados para a condução da energia são dois cabos de rede UTP que possui 4 pares de condutores totalizando 16 condutores fixados pelas porcas de aço pelos eletrodos.

Para o sinal de excitação fonte de corrente do sistema de aquisição de dados que deve ser alternada, de baixa amplitude e potência. Não deve ser corrente contínua pelo fato de acabar gerando eletrólise nos polos dos eletrodos, que caso aplicados futuramente em humanos poderia causar lesões na superfície da pele[8]. Na literatura, é largamente utilizado fontes de corrente

SABIO - UFPE

I Simpósio de Inovação em Engenharia Biomédica – SABIO 2017

controladas por tensão, onde esse sinal pode ser trazido por um oscilador com função de onda senoidal e de baixa amplitude. Nessa direção, existe uma pequena placa na forma de shield com um gerador de funções de referência AD9850 que ao ser combinado com um circuito a amplificador operacional pode trazer uma corrente constante de 1 mA, além de poder variar a frequência do sinal via software sendo esse sinal enviado a um demux de 16 bits e chaveador por todos os eletrodos.

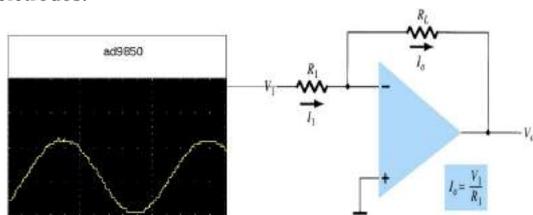


Figura Fonte de corrente baseada no CI ad9850

Quando a leitura dos potenciais, dois Multiplexadores de 16 bits são usados para trazer a diferença de potencial entre dois eletrodos adjacentes, intervalados ou diametrais dando a entender que para cada potencial lido em um eletrodo, retirando os de excitação pela corrente e ele mesmo sobram mais treze para diferença de potencial. Esse processo retornará a distribuição de potenciais que serão dados a serem enviados a reconstrução. no Entanto, antes de serem armazenados pela plataforma de controle, são amplificados por um circuito diferenciador de amplificadores operacionais.

Dada a necessidade de entradas e saídas, a plataforma de desenvolvimento escolhida foi o arduino MEGA 2560 que possui três portas de comunicação serial via USB com PC e pode enviar informações para a reconstrução de software em tempo real, o que traz um importante passo na prototipação, a figura 4 traz uma simplificação do esquemático do circuito.

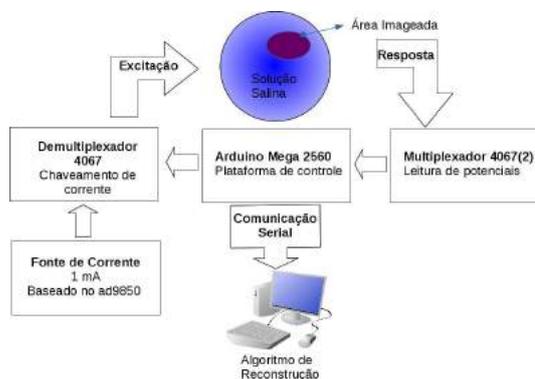


Figura 4. Diagrama completo do protótipo da TIE

Discussão

O protótipo encontra-se em fase final de construção para ser divulgado através de uma dissertação, onde se espera a geração de uma imagem através dos dados lidos pelo aparelho nos eletrodos, agrupados em um pacote de dados e enviado a um computador de forma serial para o processamento por algoritmos de reconstrução. Um elo importante seria a utilização de algoritmos de computação inteligente na otimização do problema da TIE, como evolução diferencial, algoritmos genéticos e *Simulated annealing* [13] e busca por cardume de peixes [14] buscando reduzir o tempo de reconstrução e melhorar a resolução da imagem.

Conclusão

A construção de um protótipo de TIE baseado em de *Open-Hardware* foi a estratégia definida para conseguir produzir um ambiente de baixo custo e fácil reprodução para que seja possível a geração de dados no próprio grupo de pesquisas e futura calibração com objetivo de chegar em um dispositivo funcional, de fácil utilização e portátil. As pesquisas futuras podem colocar o protótipo a aperfeiçoar a leitura de dispositivos biológicos, consequentemente por seu projeto modular melhorar cada função independente para tornar o equipamento mais próximo da fabricação e teste em humanos.

Agradecimentos

Os autores agradecem às agências de fomento à pesquisa CAPES e FACEPE pelo financiamento parcial desta pesquisa.

Referências

[1] TEHRANI, J. N.; JIN, C.; MCEWAN, A.; SCHAIK, A. A comparison between compressed sensing algorithms in Electrical Impedance Tomography. 32nd Annual Conference of IEEE EMBS, 2010.

[2] KUMAR, S.P.; SRIRAM, N.; BENAKOP, P.G.; JINAGA, B.C. Reconstruction of brain electrical impedance tomography images using Particle Swarm Optimization. 5th International Conference of Industrial and Information Systems, 2010.

[3] ADLER, A.; LIONHEART, W.R.B. Uses and abuses of EIDORS: an extensive software base for EIT. *Physiol. Meas.* 27, S25-S42. 2006.

[4] LIU, Y.; SUN, F. A fast differential evolution algorithm using k-Nearest Neighbour predictor. *Expert*

SABIO - UFPE

I Simpósio de Inovação em Engenharia Biomédica – SABIO 2017

Systems with Applications, v. 38, n. 4, p. 4254-4258, 2011.

[5] PRICE, K.; STORN, R.M.; J.A. LAMPINEM. Differential Evolution: a practical approach to global optimization. New York: Springer, 2005.

[6] BROWN B.H.; BARBER D.C.; SEAGAR A.D. Applied potential tomography: possible clinical applications. Clinical Physic and Physiological Measurement. 1985;6(2):109-21. <http://dx.doi.org/10.1088/0143-0815/6/2/002>.

[7] GARCIA, F.D.; SOUZA, M.N.; PINO, A.V. Algoritmo de reconstrução de imagens para um sistema de Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) baseado em configuração multiterminais. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v. 29, n. 2, p. 133-143. 2013.

[8] BERA, T. K.; BISWAS, S. K.; RAJAN, K.; NAGARAJU, J. Improving image quality in electrical impedance tomography (eit) using projection error propagation-based regularization (pepr) technique: a simulation study. Journal of Electrical Bioimpedance, 2011.

[9] GURMEET, S.; ANAND, B. L.; SRIVASTAVA, A. and SING, V. "Development of a microcontroller based electrical impedance tomography system," Systems, Applications and Technology Conference (LISAT), 2015 IEEE Long Island, Farmingdale, NY, p. 1-4, 2015.

[10] MENIN, O. H. Método dos Elementos de Contorno para Tomografia por Impedância Elétrica. Tese (Mestrado), Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, 2009.

[11] BORCEA, L. Electrical impedance tomography. Inverse Problems, v. 18, p. R99-R136, 2002.

[12] VALLEJO, M. F. M. Algoritmo de Tomografia por Impedância Elétrica utilizando Programação Linear como Método de Busca da Imagem. Tese (Mestrado), Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2007.

[13] RIBEIRO, R. R.; FEITOSA, A. R. S.; BARBOSA, V. A. F.; SILVA, V. L. B. A.; ROCHA, A. D. D.; FREITAS, R. C.; SOUZA, R. E.; SANTOS, W. P. Reconstrução de Imagens de TIE usando Simulated Annealing, Evolução Diferencial e Algoritmos Genéticos. In: XII Congresso Brasileiro de Inteligência Computacional, 2015, Curitiba. XII Congresso Brasileiro de Inteligência Computacional, 2015.

[14] BARBOSA, V. A. F.; RIBEIRO, R. R.; FEITOSA, A. R. S.; FREITAS, R. C.; NELO, M. F. B.; SILVA, V.

L. B. A.; SOUZA, R. E.; SANTOS, W. P. Reconstrução de imagens de TIE usando busca por cardume de peixes e density based on fish school search. In: XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2016, Foz do Iguaçu, Paraná, Brasil.

APÊNDICE D – Capítulo do Livro *Image Reconstruction Algorithms for Electrical Impedance Tomography based on Swarm Intelligence*.

TIE book

## Image Reconstruction Algorithms for Electrical Impedance Tomography based on Swarm Intelligence

Wellington Pinheiro dos Santos, Ricardo de Souza, Reiga Ramalho Ribeiro, Allan Rivalles Souza Feitosa, Valter Augusto de Freitas Barbosa, Victor Luiz Bezerra Araújo da Silva, David Edson Ribeiro, and Rafaela Covello de Freitas

Departamento de Engenharia Biomédica, Universidade Federal de Pernambuco  
Recife, Brazil

### 1 Introduction

The nature, indispensable resource for life and, why not, life itself, is also an inspiration for the development of new algorithms for search and optimization problems. Those algorithms, known as metaheuristics, are strongly based on animals and insects intelligent behavior for food search and in fight for survival. The bioinspired algorithms have characteristics such as interactivity, stochasticity, scalability, parallelism and flexibility. They are based on the population concept, in which each individual represents a possible solution for the problem, and they can be applied in almost any problem of optimization. Among bioinspired algorithms it is possible to highlight the Fish School Search, Particle Swarm Optimization and Artificial bee Colony.

By its non-specialist features, those algorithms may be applied in an extensive scope of problems, such as in engineering, economy, biology and medicine. Thankfully to those optimization algorithms, there are new emerging technology, such as Electric Impedance Tomography (EIT). It is described as an imaging technique, non-invasive and free of ionizing radiation, with applications in geophysics, industry and medicine. The technique is based on the application of an alternating electric current with high frequency and low amplitude, through electrodes disposed around of an interest region Tehrani et al. (2010). The resultant electric potential reflected on electrodes is then measured for the next step for image reconstruction.

The EIT technique can be resumed on solving the direct and inverse problems Kumar et al. (2010); Tehrani et al. (2010). The direct problem consists of determining the electric potential distribution inside the interest region and in the electrodes surrounding, based on the electric conductivity distribution and the electric current excitation pattern (related under the Laplace equation). However, the inverse problem, related to conductivity distribution and electric permittivity determination is, mathematically, a nonlinear and-ill posed Kumar et al. (2010). Nonlinear since the conductivity distribution depends nonlinearly from the electric current applied. Ill-posed whereas there are many possible solutions, lacking of stability and deeply sensible to the environment conditions.

*TIE book*

2

These characteristics makes the finding of a solution strongly dependent of the regularization and reconstruction algorithm Tehrani et al. (2010), and may be obtained from iterative (linear) and interactive (nonlinear) methods Tehrani et al. (2010) . The state of the art goes on the path to Computational Intelligence, like the bioinspired algorithms.

This chapter presents the development of a low cost electric impedance tomography, aiming to show the steps for an acquisition and data conditioning systems for pre-processing and transference to a personal computer the obtained electric potential from the interest's region border. In this platform, the measured results will be used as inputs to the used reconstruction algorithms. Those algorithms finds the distance between the obtained solutions (calculated distribution of electric potentials) and the desired one (measured) usually using a metric known as Relative Squared Error

## 2 Swarm Intelligence

The Swarm Intelligence term was considered firstly by Gerardo Beni and Jing Wang in 1993, during the development of a cellular robotic system. It consisted of autonomous, non-synchronized and non-intelligent robotic units, cooperating with each other to accomplish global tasks Beni and Wang (1993). The main idea of this Artificial Intelligence's subarea is to model intelligent behavior of living beings that live in swarm to provide robust tools dedicated to resolve optimization, modeling and combinatorial problems.

Indeed, the organizational capability of certain animals is intriguing, as ants and bees, that are able to live in society of high degree of complexity. It is not the goal of the swarm intelligence to model the whole animal behavior, but its goal is to model one part of this behavior in such a way that it is computationally feasible to solve problems. Thus, some examples of behaviors taken into account by the bioinspired algorithms is the search for food and the struggle for survival. Then, these behaviors are incorporated into the algorithms by operators capable of simulating them. In the next subsections, it will be discussed the general concepts of the following bioinspired algorithms: Fish School Search, Particle Swarm Optimization and Artificial Bee Colony.

### 2.1 Fish School Search

Many ocean fish species presents a social behavior. The incoming result of this kind of interaction is the ability of mutual survival, that can be observed from two perspectives: mutual protection (diminishing the chances of predator outburst) and collective conquering, such as food search and finding Bastos Filho et al. (2009). Considering these principles, Bastos Filho & Lima Neto developed the Fish School Search algorithm in 2008 Bastos Filho et al. (2008), inspired on social behavior of fishes in food search. The main characteristics considered for the heuristics modeling can be divided in two categories, as depicted below.

- Feeding: aiming to grow, develop and survive, the fishes possesses the natural instinct of searching and finding food. In the FSS, food is a metaphor for the evaluation of the candidate solutions Bastos Filho et al. (2009).
- Swimming: the fishes possesses the ability of swimming, independently or collectively, on the leading aim of finding food, but also for other reasons. The fishes' swim, in the subject algorithm, is a metaphor that represents the search process itself Bastos Filho et al. (2009).

The search process of Fish School Search is made by an individual population with limited memory - the fish Bastos Filho et al. (2008), where the success is given by the fish's weight Bastos Filho et al. (2008). Each fish in the school represents a possible solution for the optimization problem Bastos Filho et al. (2008) and, given the problem's modeling, it suits on search problems with a search space of high dimensionality Bastos Filho et al. (2008); Madeiro et al. (2011).

Inspired on the fish school behavior, the FSS is defined by two main operators, being them swimming and feeding. The swimming operator is composed by the individual movement, the collective-instinctive movement and the collective-volitive movement. The feeding operator defines the weight gain or loss on the fish, based on its proximity to the solution's problem.

**Individual Movement Operator** The individual movement operator is responsible for each fish's displacement for an arbitrary region of the search space. In this operator, a fish moves independently (i.e related to other fish of the school) if the new position is better than the previous one. From the optimization problem point of view, this means that the movement will only be executed if the new position has a better value of the fitness function than the preceding position. If not, the fish will not move at the given iteration.

The individual displacement of each fish  $i$ ,  $\Delta x_{ind}$  is given by Equation 1, where is a uniformly distributed random value vector within the interval $[-1, 1]$ , and  $step_{ind}$  is the step of the individual movement, parameter that represents the aptitude of fish's displacement while executing this operator. After its calculus, the fish's position is updated from Equation 2.

$$\Delta x_{ind_i}(t + 1) = step_{ind} \cdot rand(-1, 1) \quad (1)$$

$$x_{ind_i}(t + 1) = x_{ind_i}(t) + \Delta x_{ind_i}(t + 1) \quad (2)$$

From expressions 1 and 2, it is possible to conclude that the individual movement is a disturbance at the fish's position, do provide a more effective and broad exploration of the search space. However, to ensure the convergence at the end of the search process, enhancing, at the same time, the exploitation ability of the algorithm, the value of  $step_{ind}$  parameter decays linearly within the algorithm iterations, as depicted in 3. In this way, this parameter depends on its initial and final value, given by  $step_{ind_{init}}$  and  $step_{ind_{final}}$ , and is defined in 3.

$$step_{ind}(t + 1) = step_{ind}(t) - \frac{step_{ind_{init}} - step_{ind_{final}}}{iterations} \quad (3)$$

TIE book

4

**Feeding Operator** The weight's fish is its success indicator, i.e., the heavier the fish is, best is the solution it represents Madeiro et al. (2011), Bastos Filho et al. (2008), de Lacerda and de Lima Neto (2013). Considering it, the weight is the function to be maximized on the search process. The fish's weight update is given by the fitness variation after a individual movement occurred, normalized for the biggest variation occurred in the school, on the present iteration. It's expression is given by Equation 4 below.

$$W_i(t + 1) = W_i(t) + \frac{\Delta f_i}{\max(\Delta f)} \quad (4)$$

**Collective-Instinctive Movement Operator** On the collective-instinctive movement, the most well succeeded fishes on their individual movements guide the other fishes displacement for a more promising region. This is made through an weighted average of each fish's individual displacement, where the weight corresponds to the fitness function variation. This average is named resultant direction,  $I(t)$ , given in Equation 5, where  $n$  represents the number of fish in the school.

$$I(t) = \frac{\sum_{i=1}^n \Delta x_{ind_i} \Delta f_i}{\sum_{i=1}^n \Delta f_i} \quad (5)$$

In the same way as the feeding operator, when the problem is about a minimization one, the fitness function variation in Equation 5 must be inverted. After the resultant direction vector, the fish's position is updated through Equation 6.

$$x_i(t + 1) = x_i(t) + I(t) \quad (6)$$

**Collective-Volitive Movement Operator** This movement is based on the global performance of the school Lins et al. (2012). It gives the ability to the algorithm of adjusting the fish's search radius, meaning that this operator is responsible for alternating between exploration or exploitation types of search. This radius adjustment provides the ability of avoiding local optimum regions Madeiro et al. (2011).

The movement occurs as following: if the global weight of fishes increases, it means that the search is being successful, and the search radius must diminish; otherwise, the search radius must increase, enlarging the fish's movements and consequent exploration. This movement is made considering the center of mass of the school,  $Bary(y)$ , given in Equation 7. It means that, when the search radius diminish, the fish displaces toward the center of mass, while on the search radius increase the fishes swim in an opposite direction related to the center of mass.

$$Bary(t) = \frac{\sum_{i=1}^N x_i W_i(t)}{\sum_{i=1}^N W_i(t)} \quad (7)$$

Each fish's movement is made accordingly to Equation 8, if the school increases its weight; or by Equation 9 otherwise. On equations 8 and 9, is a vector of uniformly distributed random values within  $[0, 1]$  and is the collective-volitive step size, for the movement adjustment.

$$x(t + 1) = x(t) - step_{vol} \cdot rand(0, 1)(x(t) - Bary(t)) \quad (8)$$

$$x(t + 1) = x(t) + step_{vol} \cdot rand(0, 1)(x(t) - Bary(t)) \quad (9)$$

In the following section is depicted the pseudocode for FSS algorithm.

---

Pseudocode: Fish School Search

---

1. Initialize all fish in random positions
  2. Evaluate the fitness of all fish
  3. Repeat (a) to (f) until some stop criteria be reached
    - a) For each fish:
      - I) Execute the individual movement.
      - II) Evaluate the fitness.
      - III) Execute the feeding operator.
    - b) Calculate the resultant direction vector -  $I(t)$ .
    - c) For each fish:
      - I) Execute the collective-instinctive movement.
    - d) Calculate the center of mass.
    - e) For each fish:
      - I) Execute the collective-volitive movement operator.
    - f) Update the individual and collective-volitive step.
  4. Select the fish in the final school that has the best fitness
- 

## 2.2 Particle Swarm Optimization

The Particle Swarm Optimization (PSO) was described firstly for continuous nonlinear functions optimization by Russell Eberhart and James Kennedy in 1995 Kennedy and Eberhart (1997). The inspiration of the algorithm was on the observation of the flight of bird flocks searching for food. They have observed that the flock flies toward a food source guided by the experience of the leader, that usually stays at the front of the flock, but every single bird has its own knowledge of where there is a food as well, and thus is capable of make changes in the direction of the flock, but weaker than the leader influence.

In this first version of the algorithm the components of the solution to be optimized used to be updated toward the resultant vector of the sum of the leader direction and the own knowledge vectors, both weighted each one by a constant called social component and individual component respectively. Also there was a random number between zero and one to give the heuristic search factor and avoid the flow to falling in local optima. One of the firsts proposals of the PSO optimization expressions was:

TIE book

6

$$x(t + 1) = x(t) + v(t) \quad (10)$$

$$v(t + 1) = v(t) + c_1 \cdot r_1(p_{best}(t) - x(t)) + c_2 \cdot r_2(g_{best}(t) - x(t)) \quad (11)$$

where  $x(t + 1)$  is the new position of the current particle,  $v(t)$  is the velocity of the particle, which is calculated by the second expression using  $c_1$  and  $c_2$  as social and individual components constants,  $r_1$  and  $r_2$  as random numbers calculated after each weights update, as the best evaluated position found by the current particle so far and as the best evaluated position found by any particle over the whole history of the flock iterations.

The operation of the PSO is basically calculate, according to the objective function, which particle is the  $g_{best}$  and store the the respective  $p_{best}$  of each particle. The steps can be seen in the pseudo algorithm below:

---

Pseudocode: Particle Swarm Optimization

1. Generate initial particles (vectors generally with random continuous distributions)
  2. According to the objective function, find the  $g_{best}$  and all the  $p_{best}$ .
  3. Calculate the velocities of the particles using the expression 11
  4. Update the weights of the particles using the velocity calculated in 3
  5. Check if the stop criteria or the maximum number of iterations was reached. If *no*, come back to 2 If yes, give  $g_{best}$  as the optimized solution.
- 

The PSO has received a lot of attention during the last decades due to its capability of functions optimization with a relatively lower computational cost and when compared to other heuristic approaches. After the first version there has been many efforts to improve the approaches of PSO and its performance as well.

Later, Yuhui Shi and Russell Eberhart (1998) introduced the inertia weight as a balancing factor between global and local search. It would be a constant or even a time function for decrease the velocity as much as the number of iterations rises. Thus the velocity calculation expression becomes:

$$v(t + 1) = \omega \cdot v(t) + c_1 \cdot r_1(p_{best}(t) - x(t)) + c_2 \cdot r_2(g_{best}(t) - x(t)) \quad (12)$$

with  $\omega$  being the introduced inertia factor (usually lower than 1) which increases the velocity over the iterations.

In addition to this inertia weight contribution, many other contributions has been arising over the years, like Zhang et. al. (2013) implemented a PSO with a detection function that is able to change dynamically the social and individual factors (  $c_1$  and  $c_2$  ) as well as the inertia weight accordingly to the current necessity of the swarm of local or global search during the execution.

There are also different approaches of PSO regarding the function to be optimized. The Discrete Binary PSO, also introduced by James Kennedy and Russell Eberhart (1997) and other variations of that, can be used when the search space is composed by discrete variables and represented by binaries.

### 2.3 Artificial Bee Colony

Among the most interesting areas in Swarm Intelligence, the behavior of collecting food, learning, memorization and information exchanges finds themselves in. Such behavior fits itself on bees social routines and, therefore, they are constantly studied in order to serve as inspiration for optimization algorithms based on Swarm Intelligence.

As a result from the bees' social behavior, in the last years, there have been a significant development on algorithms based on Bee Colony, such as: Bee System (BS), introduced by Lucic & Teodorovic (2001) , applied to the traveler salesman problem; Sung (2003), that, in order to improve the optimization efficiency of genetic algorithms, inserted a queen-bee evolution algorithm; Wedde et al. (2004), that developed a routing algorithm called BeeHive, based on the communication pattern and evaluation method established by onlookers; Yang (2005), that, from studies, in order to optimize continuous functions with two variables, developed the Virtual Bee Algorithm (VBA); Basturk & Karaboga (2006) , studied the bee's form of food collection, leading to the development of a new algorithm, called Artificial Bee Colony (ABC).

The ABC concerns a metaheuristic method inspired on bee colony social behavior during environment exploration for food sources (the nectar) Muñoz Arboleda (2013). In this algorithm, the position of a food source represents a possible solution for the optimization problem, and the amount of nectar found corresponds to the aptitude for the given solution (equivalent to the fitness function) Karaboga (2005). The ABC is composed by three types of bees: the employed bees, onlookers and scouts Serapião (2009). The employed bees are associated with a particular food source and responsible for exploring them. They carry the information about this particular source and share it with a given probability value. The onlookers awaits in the hive for the employed bees in order to choose the best food source to be explored and the choice is directly proportional to the amount of nectar found. It means that, higher the amount of food found, higher the probability of the corresponding food source to be chosen by the onlookers. When the food source is exhausted, the employed bee responsible for it turns a scout bee, which role is to explore the search space, with random displacement, in order to find new food sources. This behavior has a low search cost, but also affects the quality of the eventually found food sources Serapião (2009). However, it can lead to good and unexpected results Serapião (2009).

TIE book

8

---

Pseudocode: Artificial Bee Colony

---

- 1) Define the size of the bee colony (COL), the initial number of employed bees (BN); the number of food sources (SN), which is equal to the number of BN; the initial number of onlookers (BS), equal to the difference between COL and BN; the number of scout bees (BE); the amount of trials for releasing a food source (lim);
  - 2) Send the employed bees, randomly, to the initial food sources ( $x_i = 1, 2, \dots, SN$ ), in the a D-dimensional space.
  - 3) Send the onlookers to the best food sources found and measure the amount of nectar ( $f(x_i)$ ) collected by each of the employed bees.
  - 4) Calculate the probability (P) of the sources (n) using the expression in order to choose the food sources to be further explored.:  

$$P_i = \frac{f(x_i)}{\sum_{n=1}^{SN} f(x_n)}$$
  - 5) Interrupt the exploitation process of the abandoned sources (SN-1 worst sources)
  - 6) Send the scouts with random movements, in order to find new food sources, where the position ( $v$ ) of the new sources ( $i$ ) is given by:  $v_{i,j} = x_{i,j} + \phi_{i,j} \cdot (x_{i,j} - x_{k,j})$   
 Where  $k \in 1, 2, \dots, BN$  and  $j \in 1, 2, \dots, D$  are randomly chosen indexes, in which  $k \neq i$ .  $\phi_{i,j}$  is a random number between  $[-1, 1]$ .
  - 7) Memorize the best food source found.
  - 8) If the number of trials (nt) for finding new food sources fails ( $nt > lim$ ), meaning that the amount of nectar found is not good enough for solving the problem, the scout beed must abandon its stagnated sources and search for new food sources ( $x_i$ ) in the mathtt D-dimensional space.
  - 9) If the stop criterion is not achieved, return to step 3.
- 

### 3 Application: Electrical Impedance Tomography

#### 3.1 Introduction

The Electric Impedance Tomography (EIT) is a non-invasive radiation free imaging technique, first mentioned Henderson and Webster Henderson and Webster (1978) over the implementation of the impedance camera, around 1978.

The EIT is based on conductivity and permittivity difference that distinct materials presents and its resulting electric potential arisen from the application of an electric current through them. Therefore, assuming an transversal section, electrodes are positioned around it and, atworth a few of them, a low amplitude and high frequency electric current is applied. This electric current runs the interest transversal region insides, changing its electric potential distribution as also the voltage values of the outside electrodes Baker (1989). This resulting electric potential on the surrounding electrodes is then measured and used as the solution for the direct and inverse problem. As mentioned before, the direct problem consists of determining the electric potential distribution inside the interest region, while the inverse problem is about determining the conductivity aspects of the tissues inside the same region in question.

### 3.2 Mathematical Modeling of EIT Problems

Since EIT deals with the search for electric impedance values distribution as consequent behavior due the application of an injected electric current, the equation that defines this relation corresponds to:

$$\nabla \cdot [\sigma(\mathbf{u})\nabla\phi(\mathbf{u})] = 0, \quad \forall \mathbf{u} \in \Omega \quad (13)$$

And it is called Poisson equation, in which  $\sigma(\mathbf{u})$  corresponds to electric conductivity distribution and  $\phi(\mathbf{u})$  is the region's electric potential distribution.

However, as contour conditions, we have that:

$$\phi_{ext}(\mathbf{u}) = \phi(\mathbf{u}), \quad \forall \mathbf{u} \in \partial\Omega \quad (14)$$

$$I(\mathbf{u}) = -\sigma(\mathbf{u})\nabla\phi(\mathbf{u}) \cdot \hat{n}(\mathbf{u}) \quad \forall \mathbf{u} \in \partial\Omega \quad (15)$$

which  $\phi_{ext}(\mathbf{u})$  is equivalent to the electric potential distribution on the surface,  $\partial\Omega$  corresponds to the interest's region boundary  $\Omega$ ,  $\mathbf{u} = (x, y, z)$  is an object position in the region and  $\hat{n}(\mathbf{u})$  is the boundary's normal vector Ribeiro et al. (2014b).

### 3.3 Direct and Inverse Problem

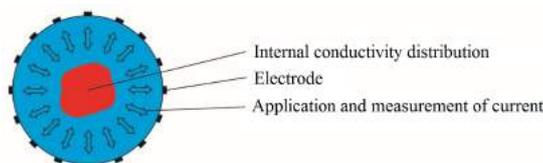
After EIT problem modeling, the main objective is to solve two problems, named direct problem and inverse problem. The direct problem is about finding the border electric potential using Poisson's equation, described in the previous section; nonetheless, the inverse problem is about determining the conductivity distribution  $\sigma\mathbf{u}$  for the interest region.

**Direct Problem** The EIT direct problem can be resumed on assessing the electric potential found on the border electrodes of the interest region, resulting from the conductivity's internal distribution in a non-homogen body. This assessment may be calculated from the Poisson's equation, considering the following contour conditions:

$$J = \sigma \frac{\partial\phi}{\partial(\mathbf{n})} \quad (16)$$

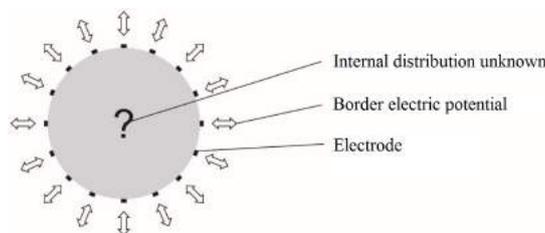
which  $J$  corresponds to the applied electric current,  $\frac{\partial\phi}{\partial(\mathbf{n})}$  means the volume's border electric potential and  $\sigma$  is equivalent to the internal conductivity distribution of the before mentioned volume.

Since the Poisson's equation and its contour condition do not possesses analytic solution for arbitrary domains, the Finite Element Method (FEM) is used in order to find an approximated solution. This method converts these equations in linear ones, with feasible analytic resolution.



**Fig. 1.** Direct problem illustration

**Inverse Problem** The inverse problem addresses the finding of the electric conductivity distribution for a domain, being based only on the border potential  $\phi$  and the applied electric current  $J$ .



**Fig. 2.** Inverse problem illustration

This is a nonlinear problem, since the function that represents the obtained potential on the interest's region border depends in a nonlinear way of the applied electric current, and ill-posed, since there are several possible solutions for the problem's resolution. Besides, the technique is highly susceptible to numerical errors and experimental noise Kumar et al. (2010).

### 3.4 EIT Reconstruction Method as an Optimization Problem

For EIT image reconstruction using an optimization method, it is necessary to have an optimization function that best represents the problem. This one will be the so called fitness function, or evaluation function, responsible for evaluating the calculated solutions. Since this one is a minimization problem, the lower the value presented of the fitness function, better the associated solution is rated as a possible solution for the problem.

The evaluation function considered in this chapter is the Relative Squared Error (RSE), and it compares the values of the measured border electric potentials with the calculated ones, proposed by the optimization algorithm Ribeiro et al. (2014b,c,a); Feitosa et al. (2014).

In other words, a RSE as close to zero as possible means that the artificial image associated is similar as possible to the real one. In the following expression, the

calculation for RSE applied to TIE is shown, where  $x$  represents the generated artificial image,  $V$  is the electric potential border distribution,  $U(x)$  is the calculated electric potential distribution for the artificial image and  $n$  is the number of used electrodes.

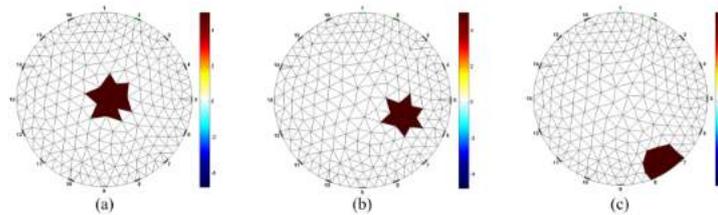
$$f_o(x) = \left[ \frac{\sum_{i=1}^{n_e} (U_i(x) - V_i)^2}{\sum_{i=1}^{n_e} (V_i)^2} \right]^{1/2} \quad (17)$$

$$V = (V_1, V_2, \dots, V_{n_e})^T, \quad (18)$$

$$U = (U_1(x), U_2(x), \dots, U(x)_{n_e})^T \quad (19)$$

### 3.5 Ground-truth Images

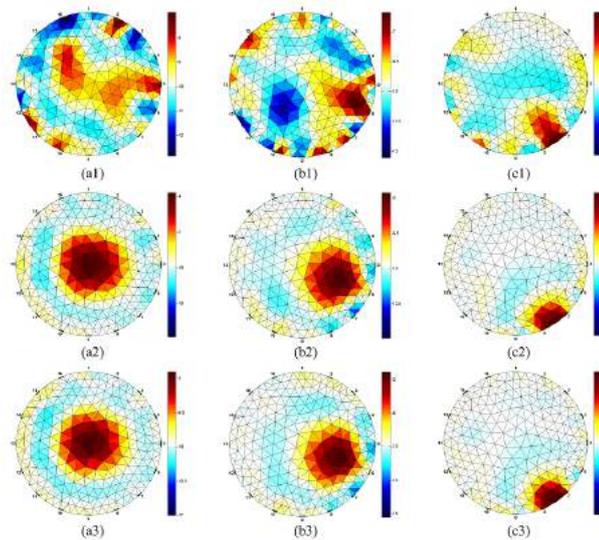
In an attempt to evaluate for simulation the swarm algorithms on reconstruction of TIE's images is necessary use of proof images, in other words, are images that will be reconstructed through optimization techniques discussed. These images are called gold standard images. The experiments carried out had the objective to identify, in an insulating medium, an object of higher conductivity, such choice has finality to simulate computationally the presence of a tumor, characterized by high electric conductivity, inside a human body. Were analyzed three positions for the object, being them: in the center, between the center and the border and at the border. Being the conductivity the object  $5.0S/m$  and the medium  $0.1S/m$ . In Figure 3 are shown the gold standard images for each position considered



**Fig. 3.** Gold standard images for the positioned object in (a) the center, (b) between the center and the border and (c) at the border of the circular domain.

### 3.6 Computational Solutions obtained from Swarm Techniques

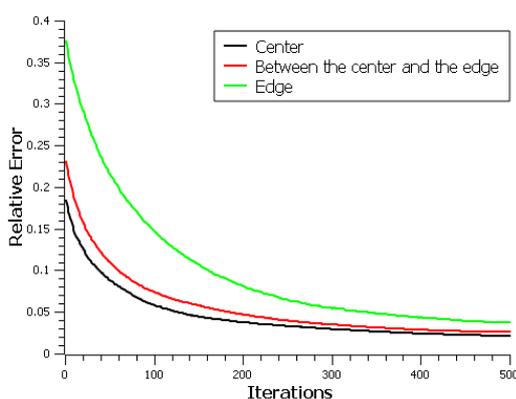
**Obtained results for Fish School Search** The organization of Figure 4 is made as follows: images obtained by the reconstruction of the standard image for objects in the center have the subscript (a), for objects between the center and the edge, the subscript (b) and for objects on the edge, the subscript (c). As for the number of interactions, are shown the images obtained with 50, 300 and 500 iterations which are identified by the numbers 1, 2 and 3, respectively. For example, an image located at position (c2) is a reconstructed image with 300 iterations for the object positioned on the edge of the circular domain. By analyzing Figure 4, it is possible to observe that 50 iterations are not enough to obtain images with good resolution, moreover, except for the object at the edge of the domain, the method was not capable to identify the objects in the images. However, with 300 iterations, the Fish School Search obtains images with good resolution and identifies objects placed in the gold standard images. Finally with 500 iterations, it is remarkable that the images have smooth improvements compared to images with 300 iterations.



**Fig. 4.** Results using FSS for an object placed in the center (a1, a2 and a3), between the center and the edge (b1, b2 and b3) and on the edge (c1, c2 and c3) of the circular domain for 50, 300 and 500 iterations.

Quantitatively, the performance of the algorithm can be evaluated through the graph (given in Figure 5) of the value of the objective function (the mean square error) as a function of the number of iterations, the value of the objective function considered is related to the value of the best individual in considered iteration.

For this graph, 20 simulations were executed for each gold standard image, so the generated graph shows the average behavior of the method in 20 simulations. In the graph given in Figure 5 the black curve represents the average for the reconstruction of the gold standard image with the object in the center, the red for the object between the center and the edge and the green for the object on the edge of the circular domain. Observing the graph it is observed that the performance of the algorithm is similar to a decreasing exponential, with a high decay rate in the first iterations. Corroborating with what was seen in Figure 4, the variation of the objective function value between 300 and 500 iterations is small, which explains why the images obtained in these iterations are similar.



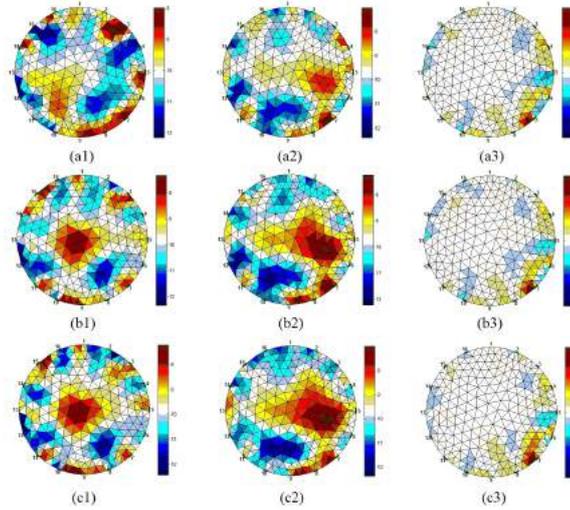
**Fig. 5.** Mean of the quadratic error relative to 20 simulations as a function of the number of iterations for the object in the center, between the center and the edge and on the edge of the circular domain.

**Obtained results for Particle Swarm Optimization** The results of the Particle Swarm Optimization are organized in two main sections. The first has the reconstructed images which represents the best particle found at the end of the execution. The second section has the quantitative results formatted as the relative error fall over the iterations of the execution of the algorithm. This rate regards to the evaluation of the best particle found so far by the objective function.

The figures showed that for these experiments the PSO algorithm for EIT image reconstruction was not better than the other techniques. That is, the images generated at the end of the execution (500 iterations a3, b3 and c3) had not clearly isolated the searched object. Besides, for the object placed in the border, the algorithm fell in local very easily, keeping the same global best since the 40th iteration until the end of the execution.

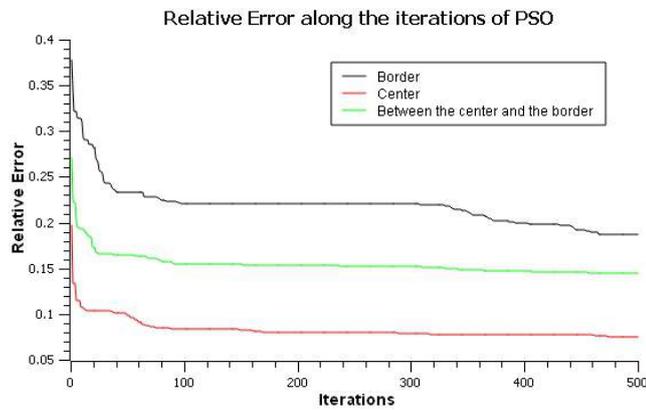
TIE book

14



**Fig. 6.** Reconstructed images from PSO searching for objects placed in center (a1, a2 and a3), between the center and the border (b1, b2 and b3) and at the border (c1, c2 and c3). The numbers 1,2 and 3 are for the best image found so far at 50, 300 and 500 iterations respectively.

The algorithm was capable of find the location of the object, but it could refine the image and clean the around area.

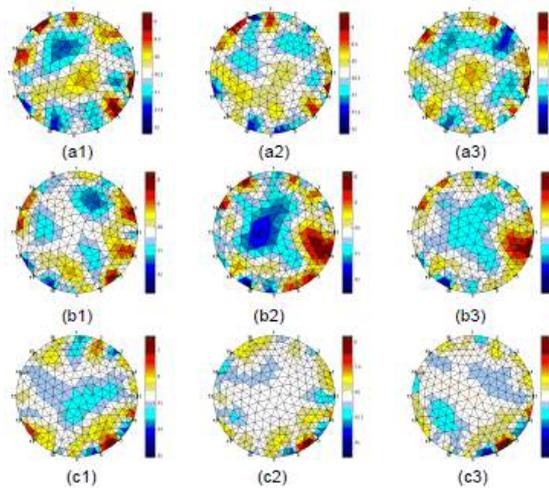


**Fig. 7.** Relative error of PSO over the iterations for Center, Border and Between the center and the border placed objects.

The error fell down over the iterations but tended to be stationary, once more because of the trend of this PSO configuration to get stacked in local minimums. The smaller error was found by the object in the center of the mesh, followed by the between object and the harder case to find a low error was the border object. That happened because of the border potentials for a central object tend to me more homogeneous, while for the border object they are not.

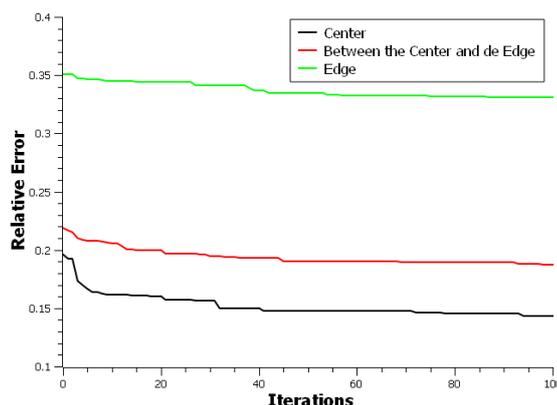
**Obtained results for Artificial Bee Colony** Taking the configurations described and illustrated previously in Figure 8 as gold standard images, were performed computational simulations to reconstruct these images through the implementation of the algorithm of optimization Artificial Bee Colony (ABC), having as criterion of stop the number of iterations, defined as 10, 50 and 100 iterations, which are identified by the numbers 1, 2 and 3, respectively. For example, the image located at position (c2) is the reconstructed image with 50 iterations for the object positioned on the edge of the circular domain.

From the point of view of qualitative analysis, the behavior of the reconstruction algorithm can be investigated by analyzing the results shown in Figure 8. According to Figure 8, the algorithm has not been shown to be able to reconstruct EIT images for standard images with object located in the center, and between the center and edge; with respect to the configuration with object located on the edge, good reconstructed image resolution were obtained from 10 iterations.



**Fig. 8.** Results using ABC for an object placed in the center (a1, a2 and a3), between the center and the edge (b1, b2 and b3) and on the edge (c1, c2 and c3) of the circular domain for 10, 50 and 100 iterations.

As for the quantitative results of the ABC algorithm shown in the graph presented in Figure 9, the relative error curves for all the reconstructed configurations from the ABC algorithm show that the way of searching for food sources through this algorithm could not find, along the iterations, food sources with high amount of nectar (that is, low value of the objective function). This fact is possibly a consequence of the random search for new food sources, assigning the ABC technique a nondeterministic character.

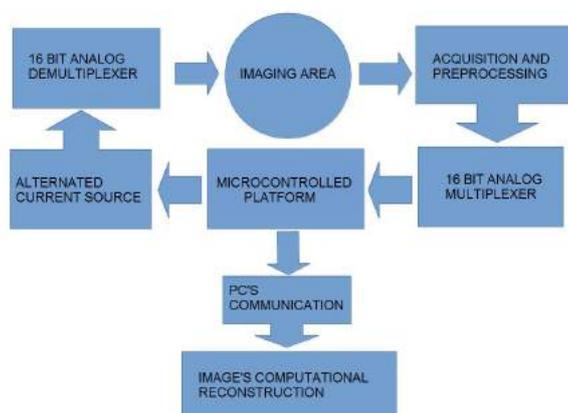


**Fig. 9.** Relative quadratic error as a function of the number of iterations for the object in the center, between the center and the edge and on the edge of the circular domain.

### 3.7 Hardware Proposal

The EIT image is obtained through the hardware used to inject an electric current and measurement the responses to this excitation; and the software to reconstruct an image to obtain an approximate solution for the previously mentioned data set Vallejo et al. (2007). The proposed solution obeys the block diagram shown in Figure 10.

- **Imaging Area:** Simulation of a human tissue, also called phantom. Experimental environment has an electrolytic cell with an object immersed in a normal saline solution (0,9 per cent of NaCl), where sixteen electrodes are distributed around the surface for the excitation and reading of electrical response potentials. The verification of the environmental impedances was made with an impedance meter during assembly for calibration of the device.
- **Microcontrolled Platform:** Based on low-cost open-hardware, it is responsible for the general control system of the excitation module of the electrodes and also the reading of the voltages coming from the pairs to be considered, made through the multiplexing of analog inputs. Prototyping



**Fig. 10.** Block diagram illustrating the operation of the Electric Impedance Tomograph.

platform used was ARDUINO MEGA 2560, which offers many I / O pins, serial ports for programming and communication and has a low purchase price (10 dollars on average). The control System of a EIT is developed in ARDUINO software Using a C Language Dialect.

- **Alternating Current Source:** A 1 mA sine-wave source was dimensioned to meet the needs of a signal with low amplitude and frequencies in the range of 10 KHz to 250 KHz. Singh et al. (2015).
- **16 bits Analogue Demultiplexer:** Responsible for the switching of signal through all the electrodes.
- **Acquisition and Pre-Processing:** The signals collected on the electrodes are treated and amplified through the multiplexers for further reading.
- **16-Bit Analog Multiplexer:** Provides to the microcontroller the voltages readings from a pair of electrodes following the techniques seen in the introduction.
- **Computer Communication:** Data from the reading are transmitted digitally in order to be processed by the reconstruction software, using a serial communication through USB port in Microcontrolled Platform.
- **Computational reconstruction:** In a computer, the impedance mapping data are processed by an algorithm that reconstructs the image with one of the proposed swarm intelligence optimization.

**The Embedded control system** activates the current signal on one electrode and stores the electrical potentials of the remaining electrode pairs, avoiding repetitions and readings of two equal electrodes. The software operation is described in Figure 11.

TIE book

18

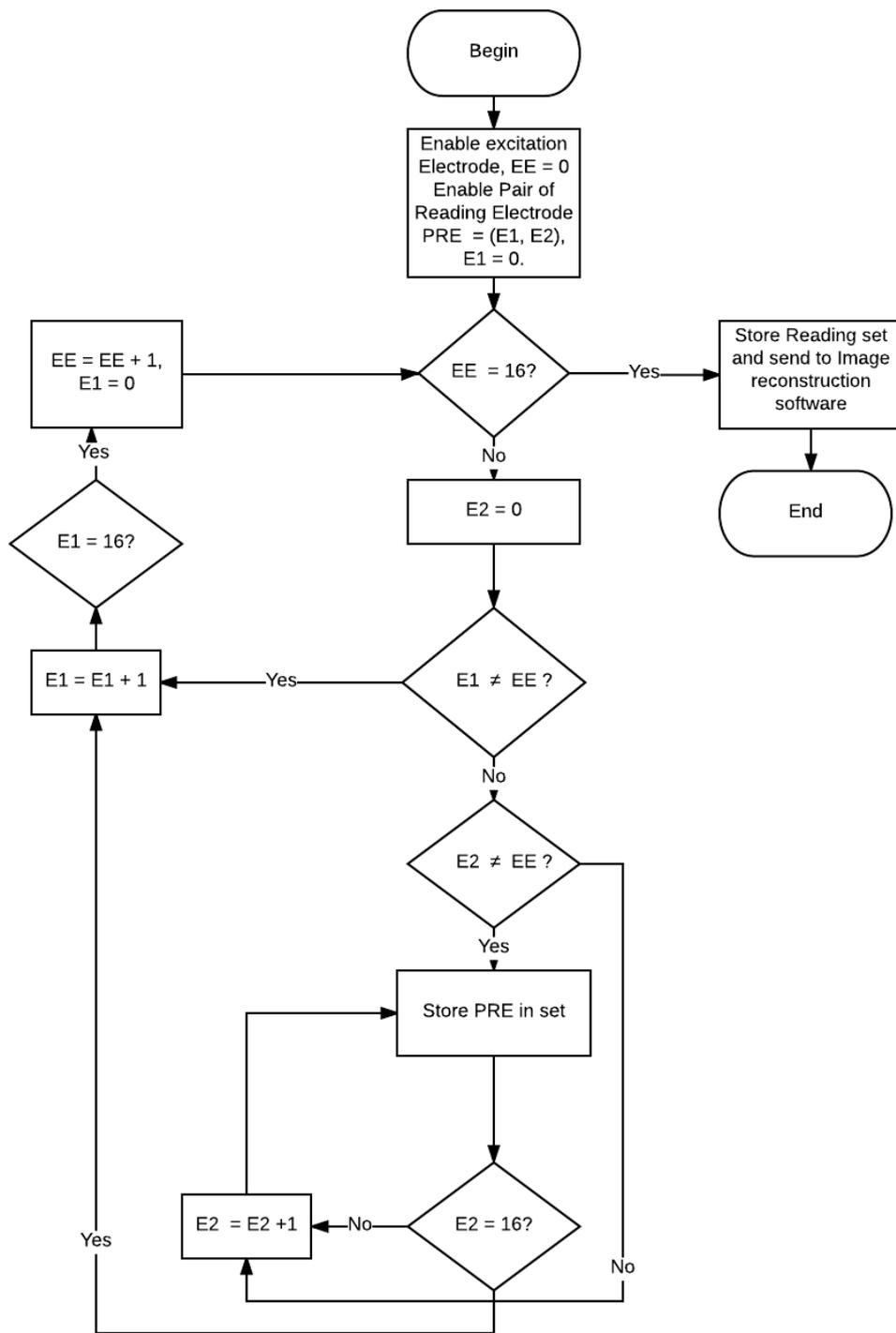


Fig. 11. Block diagram illustrating the hardware control system in device.

## Bibliography

- Lee E Baker. Applications of the impedance technique to the respiratory system. *IEEE engineering in medicine and biology magazine: the quarterly magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society*, 8(1):50, 1989.
- Carmelo JA Bastos Filho, Fernando B de Lima Neto, Anthony JCC Lins, Antonio IS Nascimento, and Marília P Lima. A novel search algorithm based on fish school behavior. In *Systems, Man and Cybernetics, 2008. SMC 2008. IEEE International Conference on*, pages 2646–2651. IEEE, 2008.
- Carmelo JA Bastos Filho, Fernando B de Lima Neto, Anthony JCC Lins, Antônio IS Nascimento, and Marília P Lima. Fish school search. In *Nature-inspired algorithms for optimisation*, pages 261–277. Springer, 2009.
- Gerardo Beni and Jing Wang. Swarm intelligence in cellular robotic systems. In *Robots and Biological Systems: Towards a New Bionics?*, pages 703–712. Springer, 1993.
- Marcelo Gomes Pereira de Lacerda and Fernando Buarque de Lima Neto. A new heuristic of fish school segregation for multi-solution optimization of multimodal problems. In *Second International Conference on Intelligent Systems and Applications (INTELLI 2013)*, pages 115–121, 2013.
- Allan RS Feitosa, Reiga R Ribeiro, Valter AF Barbosa, Ricardo E de Souza, and Wellington P dos Santos. Reconstruction of electrical impedance tomography images using chaotic ring-topology particle swarm optimization and non-blind search. In *2014 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*, pages 2618–2623. IEEE, 2014.
- Ross P Henderson and John G Webster. An impedance camera for spatially specific measurements of the thorax. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (3):250–254, 1978.
- Dervis Karaboga. An idea based on honey bee swarm for numerical optimization. Technical report, Technical report-tr06, Erciyes university, engineering faculty, computer engineering department, 2005.
- James Kennedy and Russell C Eberhart. A discrete binary version of the particle swarm algorithm. In *Systems, Man, and Cybernetics, 1997. Computational Cybernetics and Simulation., 1997 IEEE International Conference on*, volume 5, pages 4104–4108. IEEE, 1997.
- S Pravin Kumar, N Sriraam, PG Benakop, and BC Jinaga. Reconstruction of brain electrical impedance tomography images using particle swarm optimization. In *2010 5th International Conference on Industrial and Information Systems*, pages 339–342. IEEE, 2010.
- AJCC Lins, Carmelo JA Bastos-Filho, Débora NO Nascimento, Marcos AC Oliveira Junior, and Fernando B de Lima-Neto. Analysis of the performance of the fish school search algorithm running in graphic processing units. *Theory and New Applications of Swarm Intelligence*, pages 17–32, 2012.
- Salomão Sampaio Madeiro, Fernando Buarque de Lima-Neto, Carmelo José Albanez Bastos-Filho, and Elliackin Messias do Nascimento Figueiredo. Density

TIE book

20

- as the segregation mechanism in fish school search for multimodal optimization problems. In *Advances in Swarm Intelligence*, pages 563–572. Springer, 2011.
- Daniel Mauricio Muñoz Arboleda. Otimização por inteligência de enxames baseada em arquiteturas paralelas em aplicações embarcadas. 2013.
- Reiga R Ribeiro, Allan RS Feitosa, Ricardo E de Souza, and Wellington P dos Santos. Reconstruction of electrical impedance tomography images using genetic algorithms and non-blind search. In *2014 IEEE 11th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI)*, pages 153–156. IEEE, 2014a.
- RR Ribeiro, ARS Feitosa, RE Souza, and WP Santos. Um algoritmo de evolução diferencial modificado com busca não-cega para tomografia por impedância elétrica. In *Proceedings of the XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, 2014b.
- RR Ribeiro, ARS Feitosa, RE Souza, and WP Santos. Um algoritmo de evolução diferencial modificado com busca não-cega para tomografia por impedância elétrica. In *Proceedings of the XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, 2014c.
- Adriane Beatriz de Souza Serapião. Fundamentos de otimização por inteligência de enxames: uma visão geral. *Sba: Controle & Automação Sociedade Brasileira de Automatica*, 20(3):271–304, 2009.
- Gurmeet Singh, Sneha Anand, Brejesh Lall, Anurag Srivastava, and Vaneet Singh. Development of a microcontroller based electrical impedance tomography system. In *Systems, Applications and Technology Conference (LISAT), 2015 IEEE Long Island*, pages 1–4. IEEE, 2015.
- Joubin Nasehi Tehrani, Craig Jin, Alistair McEwan, and André van Schaik. A comparison between compressed sensing algorithms in electrical impedance tomography. In *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pages 3109–3112. IEEE, 2010.
- Miguel Fernando Montoya Vallejo, Claudia Natalia Lara Herrera, Fernando Silva de Moura, Julio Cesar Ceballos Aya, and Raul Gonzalez Lima. The use of linear programming as search method of images in electrical impedance tomography. In *Proceedings of the 19th International Congress of mechanical Engineering*, 2007.