

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO TECNOLÓGICO  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA E ELETRÔNICA  
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Gustavo Martins Fagundes

Elaboração e Aplicação de Algoritmos de Reconstrução de Imagens para Tomografia por  
Impedância Elétrica

Florianópolis  
2024

Gustavo Martins Fagundes

Elaboração e Aplicação de Algoritmos de Reconstrução de Imagens para Tomografia por Impedância Elétrica

Trabalho de Conclusão de Curso submetido ao curso de Graduação em Engenharia Elétrica do Centro de Tecnológico da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Elétrica.  
Orientador: Prof. Cesar Ramos Rodrigues, Dr.

Florianópolis  
2024

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática da  
Biblioteca Universitária da UFSC

Fagundes, Gustavo Martins

Elaboração e Aplicação de Algoritmos de Reconstrução de  
Imagens para Tomografia por Impedância Elétrica /Gustavo  
Martins Fagundes ; orientador, Cesar Ramos Rodrigues,  
2024.

50 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) -  
Universidade Federal de Santa Catarina, Centro  
Tecnológico, Graduação em Engenharia Elétrica,  
Florianópolis, 2024.

Inclui referências.

1. Engenharia Elétrica. 2. Tomografia por Impedância  
Elétrica. 3. Reconstrução de imagens. 4. Monitoramento  
Pulmonar. 5. Programação orientada a objetos. I.  
Rodrigues, Cesar Ramos. II. Universidade Federal de Santa  
Catarina. Graduação em Engenharia Elétrica. III. Título.

Gustavo Martins Fagundes

Elaboração e Aplicação de Algoritmos de Reconstrução de Imagens para Tomografia por Impedância Elétrica

Este Trabalho Conclusão de Curso foi julgado adequado para obtenção do Título de “Bacharel em Engenharia Elétrica” e aceito, em sua forma final, pelo Curso de Graduação em Engenharia Elétrica.

Florianópolis, 11 de julho de 2024.

---

Prof. Miguel Moreto, Dr.  
Coordenador do Curso de Graduação em Engenharia Elétrica

**Banca Examinadora:**

---

Prof. Cesar Ramos Rodrigues, Dr.  
Orientador  
Universidade Federal de Santa Catarina

---

Jefferson Luiz Brum Marques, Dr.  
Universidade Federal de Santa Catarina

---

Daniela Ota Hisayasu Suzuki, Dra.  
Universidade Federal de Santa Catarina

Este trabalho é dedicado aos meus pais que sempre incentivaram e me ajudaram durante essa jornada.

## **AGRADECIMENTOS**

Aos meus pais, que sempre estão presentes para me proporcionar educação, conforto e amor. Além de pais, ainda são meus professores da vida.

Aos meus amigos, com quem posso contar tanto nas celebrações quanto nos momentos difíceis.

A Laís, por me incentivar, apoiar e acreditar em mim.

Aos meus colegas de curso, com quem compartilhei risadas e estudos.

Ao professor Cesar Ramos Rodrigues, que aceitou dar continuidade a um trabalho já iniciado, se mostrou sempre disponível para ajudar, e exerceu uma ótima orientação.

## RESUMO

Este trabalho de conclusão de curso visa explorar um método de visualização de corpos através de suas diferenças de condutividade. Ao contrário dos equipamentos e técnicas tradicionais voltados à área médica, como ressonância magnética e tomografia computadorizada ou raio-x, a Tomografia por Impedância Elétrica é capaz de realizar a mesma função com um *hardware* pequeno, portátil e de baixo custo. Foi utilizado um conjunto de dados disponível *online* que contém medições obtidas através de um dispositivo de corpo circular composto por 16 eletrodos. Esse *dataset* foi criado pela *University of Eastern Finland* e inclui medições para diferentes arranjos de objetos imersos em um tanque com água e suas respectivas fotos. Essas medidas foram importadas do MATLAB para Python e, com auxílio de uma biblioteca de *Electrical Impedance tomography* (EIT) chamada pyEIT, um *software* foi elaborado. Este programa conta com uma interface de fácil utilização e diferentes funcionalidades de reconstrução da imagem, dando enfoque para aplicações de monitoramento pulmonar. Propõe-se futuramente a integração desse software com um outro trabalho capaz de fazer as aquisições de medidas (*hardware*) para compor um sistema de EIT completo.

**Palavras-chave:** Tomografia por Impedância Elétrica; Reconstrução de imagens; Monitoramento Pulmonar; Programação orientada a objetos.

## ABSTRACT

This work aims to explore a method of visualizing bodies through their conductivity differences. Unlike traditional medical equipment and techniques such as magnetic resonance imaging and computed tomography or x-ray, Electrical Impedance Tomography (EIT) is capable of performing the same function with small, portable, and low-cost hardware. An online dataset was used, which contains measurements obtained through a circular body device composed of 16 electrodes. This dataset was created by the University of Eastern Finland and includes measurements for different arrangements of objects immersed in a water tank and their respective photos. These measurements were imported from MATLAB to Python, and with the help of an Electrical Impedance Tomography (EIT) library called pyEIT, a software was developed. This program features an easy-to-use interface and different image reconstruction functionalities, focusing on pulmonary monitoring applications. It is proposed in the future to integrate this software with another work capable of making the measurements acquisitions (hardware) to compose a complete EIT system.

**Keywords:** Electrical Impedance Tomography; Image Reconstruction; Pulmonary Monitoring; Object-Oriented Programming.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Circuito elétrico equivalente de uma célula .....	3
Figura 2 - Variação da condutividade (A) e permissividade (B) elétrica do corpo humano em função da frequência .....	4
Figura 3 - Ilustração comparando CT com EIT .....	6
Figura 4 - Esquemático representando a obtenção das medidas dos eletrodos .....	8
Figura 5 - Reconstrução da FEM para 16 eletrodos de superfície .....	9
Figura 6 - Imagens EIT representando a inspiração, expiração e variação .....	10
Figura 7 - Posição ideal dos eletrodos para monitoramento pulmonar .....	12
Figura 8 - Diagrama do sistema generalizado para EIT .....	14
Figura 9 - Sistema de medição KIT4 .....	15
Figura 10 - Foto do corpo com 16 eletrodos utilizado para montar o banco de dados .....	16
Figura 11 - Resolução do problema direto da EIT .....	19
Figura 12 - Resultado obtido do script “TCC_JAC” .....	20
Figura 13 - Resultado da execução do script “reconstrução_estatica_tcc” .....	22
Figura 14 - Resultado da execução do script “reconstrução_estatica_tcc” .....	23
Figura 15 - Resultado da execução do script “reconstrução_estatica_tcc” .....	24
Figura 16 - Resultados da execução do script “reconstrução_temporal_tcc” .....	25
Figura 17 - Resultados da execução do script “pulmonar_segmentado” .....	26
Figura 18 - Resultados da execução do script “eit_malha_pulmonar” .....	27
Figura 19 - Resultados da execução do script “roi_segmentada_pulmonar” .....	27
Figura 20 - Resultados da execução do script “roi_contagem” .....	28
Figura 21 - Menu do programa .....	29



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Comparação entre diferentes modalidades de imagem médica .....	2
Tabela 2 - Medidas referentes a variável responsável pelo padrão de corrente dos dados importados.....	17
Tabela 3 - Medidas referentes a variável responsável pelas tensões medidas dos dados importados.....	18

## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

**TCC** - Trabalho de Conclusão de Curso.

**EIT** - Electrical Impedance Tomography.

**MRI** - Magnetic Resonance Imaging.

**CT** - Computed Tomography.

**FEM** - Finite Element Model.

**UFSC**- Universidade Federal de Santa Catarina.

**PEEP**- Positive End-Expiratory Pressure.

**ROI**- Region Of Interest.

## LISTA DE SÍMBOLOS

$E$  Campo Elétrico [V/m]

---

$J$  Densidade de corrente [A/m<sup>2</sup>]

---

$\sigma$  Condutividade [S/m]

---

$\omega$  Frequência Angular [rad/s]

---

$\mu$  Permeabilidade magnética [H/m]

---

$A$  Potencial Vetorial Magnético [V.s/m]

---

$u$  Potencial Elétrico [V]

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
1.1. JUSTIFICATIVA	1
1.2. OBJETIVOS	2
1.3. ROTEIRO	3
<b>2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	<b>3</b>
2.1. PRINCÍPIOS FÍSICOS DA EIT	3
2.2. PRINCÍPIOS DA RECONSTRUÇÃO DE IMAGEM	7
2.3. APLICAÇÕES CLÍNICAS DA EIT NO MONITORAMENTO PULMONAR	10
<b>3. PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS</b>	<b>13</b>
3.1. BANCO DE DADOS	15
3.2. SOFTWARES E ALGORITMOS	17
3.2.1 Importação dos dados	17
3.2.2 pyEIT	19
3.2.3 Reconstrução de imagem estática	21
3.2.4 Reconstrução de imagem em sequência temporal	24
3.2.5 Criação de regiões de interesse	26
3.2.6 Interface gráfica do usuário	29
<b>4. RESULTADOS</b>	<b>30</b>
<b>5. CONCLUSÃO</b>	<b>31</b>
5.1 LIMITAÇÕES DO ESTUDO	31
5.2 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	31
<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>33</b>
<b>APÊNDICE A - Códigos utilizados</b>	<b>35</b>

# 1. INTRODUÇÃO

## 1.1. JUSTIFICATIVA

A medicina moderna se beneficia enormemente das tecnologias de imagem médica, que desempenham um papel crucial na pesquisa clínica, no diagnóstico e tratamento de uma variedade de doenças e lesões. Modalidades como Ultrassom, Ressonância Magnética (MRI) e Tomografia Computadorizada (CT) se tornaram padrões em ambientes clínicos (FORD; DORE; MOULLET, 2021), entretanto, cada uma dessas técnicas tem suas limitações.

Métodos que envolvem radiação apresentam riscos à exposição excessiva, que podem levar a complicações de saúde. Ressonância Magnética requer equipamentos caros e um tempo de exposição prolongado que acaba por limitar sua aplicabilidade em alguns cenários. Ultrassom por sua vez tem dificuldade de obtenção de imagem quando nos deparamos com ossos ou estruturas reflexivas como nervos e tendões (HUSSAIN et al., 2022).

Além dessas limitações, há desafios específicos no contexto de pacientes em cuidado intensivo. Os métodos de exame tradicionais exigem o transporte do paciente para uma sala específica, aumentando os riscos e demandando recursos adicionais (TOMICIC; CORNEJO, 2019).

Uma comparação entre as modalidades de imagem médica existentes pode ser observada na Tabela 1.

Tabela 1 - Comparação entre diferentes modalidades de imagem médica

<b>Técnicas de imagem médica</b>	<b>CT</b>	<b>US</b>	<b>MRI</b>	<b>EIT</b>
<b>Princípio básico</b>	Raio-X	Onda sonora de alta frequência	Campo magnético e pulsos RF	Impedância
<b>Tipos de radiação</b>	Radiação ionizante	Radiação não ionizante	Radiação não ionizante	Radiação não ionizante
<b>Contraste</b>	Alto	Baixo	Alto	Baixo
<b>Resolução espacial</b>	50-200 $\mu\text{m}$	50-500 $\mu\text{m}$	25-100 $\mu\text{m}$	Baixo
<b>Tempo do exame</b>	<20 min	<30 min	<40 min	<10 min
<b>Custo</b>	Moderado	Baixo	Muito Alto	Baixo
<b>Tamanho</b>	Não portátil	Portátil	Não portátil	Portátil
<b>Vantagens</b>	Imagem de ossos e tumores, imagem anatômica	Visualização de músculos, tendões e órgãos internos	Imagem morfológica e funcional	Imagem tomográfica rápida, baixo custo, não invasiva
<b>Desvantagens</b>	Alto custo, radiação ionizante	Dependência do operador	Alto custo, baixa sensibilidade, barulhento	Ainda não está desenvolvido

Adaptado de: (MANSOURI, 2021)

Aspectos como a portabilidade e o custo operacional podem ser destacados como relevantes na disseminação dessa técnica (EIT), inclusive em sistemas de saúde públicos. Podem-se verificar vantagens da EIT, justificando a importância de explorar e consolidar essa modalidade.

## 1.2. OBJETIVOS

O foco principal deste trabalho é investigar a Tomografia por Impedância Elétrica (EIT) como uma modalidade emergente no campo da imagem médica.

Como objetivos específicos, propõe-se implementar um *software* capaz de realizar a reconstrução de imagens, dado um conjunto de aquisições disponíveis. O intuito final é dispor de um programa que possa ser integrado a um aparelho de instrumentação capaz de obter as medições, para assim usufruir de um sistema EIT completo.

### 1.3. ROTEIRO

Com os objetivos definidos, na primeira seção serão apresentados os conceitos e fundamentos empregados na EIT. Na segunda seção será apresentado o conjunto de dados utilizado neste trabalho. Na terceira seção é explicado o desenvolvimento do software e seus respectivos algoritmos responsáveis pela reconstrução das imagens. Na quarta seção são apresentados os resultados. Por fim, na seção 5, apresenta-se a conclusão do trabalho, reforçando os resultados alcançados, os objetivos atingidos e as propostas para trabalhos futuros.

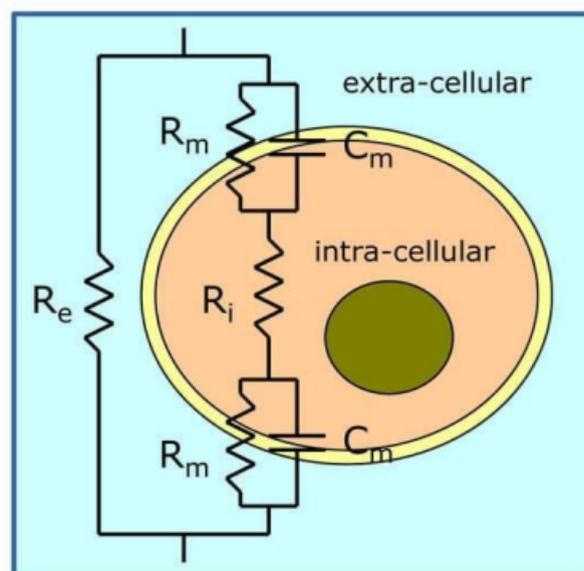
## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Nesta seção serão revisados os conceitos teóricos necessários para o desenvolvimento deste trabalho.

### 2.1. PRINCÍPIOS FÍSICOS DA EIT

O tecido biológico é composto por múltiplas células com fluido condutor cercado por uma membrana isolante composta por fosfolipídios e proteínas. Segundo Mansouri (2021), um simples modelo elétrico pode representar a célula.

Figura 1 - Circuito elétrico equivalente de uma célula



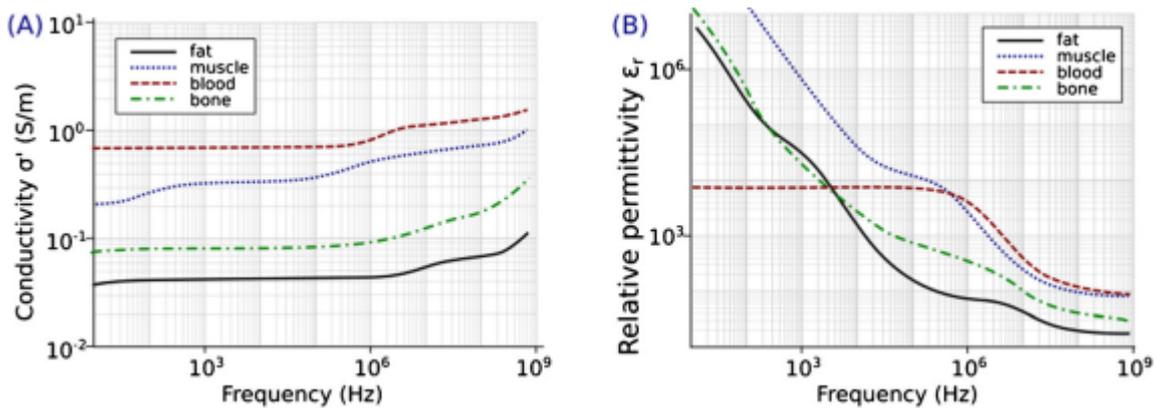
Fonte: (MANSOURI, 2021)

Na Figura 1, a membrana pode ser modelada como um paralelo de um capacitor de membrana ( $C_m$ ) com uma resistência de membrana ( $R_m$ ). Os fluidos extracelulares e

intracelulares são modelados respectivamente pelas resistências  $R_e$  e  $R_i$ . O valor da resistência da membrana é geralmente maior que as resistências  $R_e$  e  $R_i$ . Se uma corrente de baixa frequência é aplicada, a corrente não pode passar pelas membranas devido sua alta impedância em baixas frequências. Em um conjunto de células, a corrente elétrica tende a seguir o caminho de menor impedância, ou seja, o fluido extracelular. Em contrapartida, em alta frequências, o componente capacitivo ( $C_m$ ) irá curto-circuitar a resistência  $R_m$  da membrana, possibilitando a passagem da corrente pela membrana celular e a condutividade geral dos tecidos será maior.

A impedância elétrica dos tecidos é principalmente definida pela movimentação dos íons. Tecidos com baixa concentração de íons, como gorduras, são menos condutivos que tecidos com alta concentração, como músculos.

Figura 2 - Variação da condutividade (A) e permissividade (B) elétrica do corpo humano em função da frequência.



Fonte: (GRASLAND-MONGRAIN, 2018)

Na Figura 2 tem-se dois gráficos em escala logarítmica. Na esquerda pode-se observar a variação da condutividade em função da frequência para os seguintes tecidos do corpo humano: gordura, músculo, sangue e ossos. Na direita, é representada a permissividade em função da frequência para os mesmos tecidos. Para o caso dos pulmões, a condutividade depende do volume de ar contido neles, sendo o ar pouco condutivo.

A partir das análises das figuras 1 e 2, fica compreensível a importância de uma corrente de alta frequência para a realização da EIT.

Um modelo matemático que representa os campos eletromagnéticos em um corpo pode ser obtido utilizando as equações de Maxwell.

Partindo da Lei de Ohm expressa em termos de densidade de corrente:

$$J = \sigma E \quad (1)$$

Onde  $J$  é a densidade de corrente,  $\sigma$  é a condutividade e  $E$  é o campo elétrico. Podemos assumir o campo elétrico como sendo dado pela expressão (SHENG; SONG, 2012):

$$E = -j\omega\mu A - \nabla u \quad (2)$$

Onde  $\mu$  é a permeabilidade magnética,  $\omega$  é a frequência angular,  $A$  é o potencial vetorial magnético e  $\nabla u$  é o gradiente do potencial elétrico.

Levando em consideração que a permeabilidade magnética do corpo humano é muito pequena, e mantendo as injeções de corrente entre 10 e 100 kHz, podemos desprezar as variáveis  $\omega$  e  $\mu$  (MUELLER; SAMULI SILTANEN, 2012), resultando em:

$$E = -\nabla u \quad (3)$$

Com as equações (1) e (3) obtemos

$$J = -\sigma\nabla u \quad (4)$$

Assumindo conservação de cargas, através da Lei de Kirchoff, resulta que:

$$\nabla J = 0 \quad (5)$$

Podemos deduzir por fim:

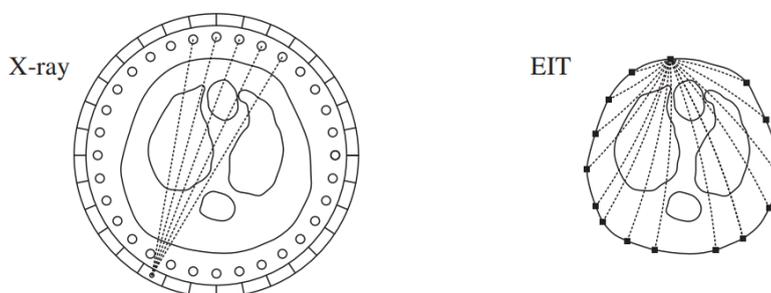
$$0 = \nabla \cdot (\sigma\nabla u) \quad (6)$$

Para um conjunto de medidas de potencial adquiridos pelo sistema EIT ( $u$ ), existe um conjunto de condutividades ( $\sigma$ ). Os potenciais medidos são usados como condições de contorno para a resolução das equações matemáticas. Porém, deve-se destacar a dificuldade em determinar as condutividades, pois podem existir várias soluções para o problema ou a solução pode não ser estável frente a pequenas alterações nos dados.

Podemos verificar a dificuldade em encontrar a solução do problema analisando a Figura 3. Trata-se de uma comparação da tomografia computadorizada com a EIT. A primeira apresenta fótons viajando em linhas retas através do meio, enquanto no segundo caso a propagação da onda eletromagnética depende do meio, tanto o caminho é desconhecido quanto a composição do meio (MUELLER; SAMULI SILTANEN, 2012).

Para amenizar esse problema, é possível aumentar o número de eletrodos para obter mais medições de potencial, melhorando a precisão da solução, porém tem suas desvantagens em um aumento de tempo de processamento e exigências de *hardware* (SHI et al., 2021).

Figura 3 - Ilustração comparando CT com EIT



Fonte: (MUELLER; SAMULI SILTANEN, 2012)

Na imagem da esquerda tem-se uma representação de como é feita a Tomografia Computadorizada (CT), que nada mais é do que um raio-x realizado ao longo de 360 graus, enquanto que na imagem da direita temos uma representação da EIT.

## 2.2. PRINCÍPIOS DA RECONSTRUÇÃO DE IMAGEM

Existem três tipos de realizar a tomografia por impedância elétrica: EIT Convencional, EIT de dupla frequência e EIT de multifrequência. A EIT convencional utiliza uma única frequência e as imagens são reconstruídas a partir de duas medições em dois momentos diferentes e observa-se a mudança da condutividade no meio. Essas imagens, chamadas imagens diferenciais, mostram a evolução da resistividade dos tecidos entre pontos de referência e outros pontos dos dados. Essa técnica minimiza os efeitos de erros de instrumentação, uma vez que eles estarão presentes em ambos os conjuntos de medições.

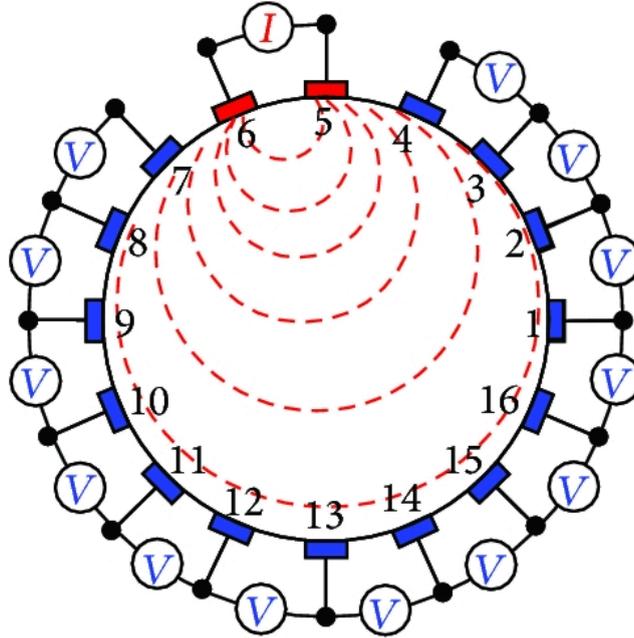
A Tomografia por Impedância Elétrica de Dupla Frequência (EIT-DF) ilustra mudanças na condutividade em função da frequência. A EIT-DF aplica correntes em duas frequências diferentes e realiza medições que permitem diferenciar entre dois tipos de tecido, revelando anomalias na estrutura celular. Esta técnica minimiza erros de estabilidade de referência ao usar duas frequências simultaneamente.

Nos sistemas de Tomografia por Impedância Elétrica de Multifrequência (EIT-MF), cada tecido biológico possui uma condutividade específica que varia com a frequência. A EIT-MF aplica correntes senoidais em diferentes frequências, seja de forma sequencial ou simultânea pela superposição de senoides. Recentemente, vários sistemas EIT-MF foram desenvolvidos para processos fisiológicos que evoluem lentamente ao longo do tempo (MANSOURI, 2021).

Nesse estudo foi adotada a técnica da EIT convencional, devido sua grande aplicabilidade na área de monitoramento pulmonar.

Para a obtenção das medidas de potencial do sistema EIT utiliza-se uma injeção de corrente e uma medição de tensão. Uma baixa corrente é imposta em um par de eletrodos e as diferenças de potencial são determinadas em todos os eletrodos adjacentes, formando um total de 13 medições por excitação. Repetimos o mesmo processo, variando os pares de eletrodos responsáveis pela injeção de corrente, até a participação de todas duplas. Por fim temos um total de  $13 \times 16 = 208$  medidas, as quais são usadas para criar uma imagem representando as condutâncias que compõem o meio. O processo pode ser observado na Figura 4.

Figura 4 - Esquemático representando a obtenção das medidas dos eletrodos.



Fonte: (BERA, 2014)

Para dar início a reconstrução da imagem, primeiro assumimos as medidas de tensão  $V$  como uma função da condutividade:

$$V = f(\sigma) \quad (7)$$

Para a EIT, é utilizada a imagem diferencial, ou seja, ao invés de tentar criar uma imagem completa da condutividade da área, o importante é a mudança da condutividade ao longo do tempo, durante a ação dos diferentes pares de eletrodos injetores de corrente. Portanto, podemos reescrever  $f(\sigma)$  como:  $f(\sigma + \Delta\sigma)$  e expandir em série de Taylor (SCHLUCHTER, 2020), obtendo:

$$\Delta V = f(\sigma + \Delta\sigma) - f(\sigma) \quad (8)$$

$$= f(\sigma) + f'(\sigma) \cdot \frac{1}{2} f''(\sigma) \cdot \Delta\sigma^2 \dots + \frac{1}{n!} f^n(\sigma) \cdot \Delta\sigma^n - f(\sigma) \quad (9)$$

Para pequenas mudanças nos valores medidos de condutividade, podemos simplificar a equação (9) para:

$$\Delta V \approx f'(\sigma_0) \cdot \Delta\sigma \quad (10)$$

Reescrevendo como uma equação matricial:

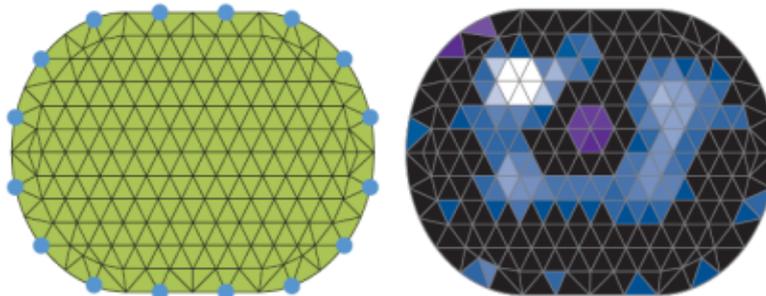
$$\Delta V \approx J \cdot \Delta \sigma \quad (11)$$

Temos que  $\Delta V$  é um vetor dos valores de contorno medidos,  $\Delta \sigma$  é a mudança nas condutividades e  $J$  é o Jacobiano que relaciona  $\Delta V \times \Delta \sigma$ .

Para resolução da equação (11) é criado um FEM (Finite Element Model), uma técnica numérica para encontrar soluções aproximadas de problemas de valor de contorno (HUGHES, 2007). O Jacobiano tem um papel fundamental para a FEM, sendo o responsável por descrever a relação entre as variações na distribuição de tensão na superfície do corpo e as variações na distribuição de condutividade no interior do corpo (BRANDSTATTER, 2003). A construção do Jacobiano requer a linearização do problema inverso, utilizando-se o método Gauss-Newton para essa finalidade. O método divide a superfície no plano dos eletrodos em vários elementos triangulares, onde cada elemento possui propriedades bioelétricas homogêneas. Este método permite o cálculo das tensões resultantes na superfície nos nós limite do modelo, para qualquer distribuição arbitrária dos valores de impedância dentro da malha, que é a solução numérica do problema direto (MANSOURI, 2021).

Na Figura 5, na esquerda, é mostrada a malha 2D composta por 340 elementos finitos para 16 eletrodos de superfície. Na direita tem-se a reconstrução baseada em FEM da distribuição de bioimpedância.

Figura 5 - Reconstrução da FEM para 16 eletrodos de superfície.



Fonte: (MANSOURI, 2021)

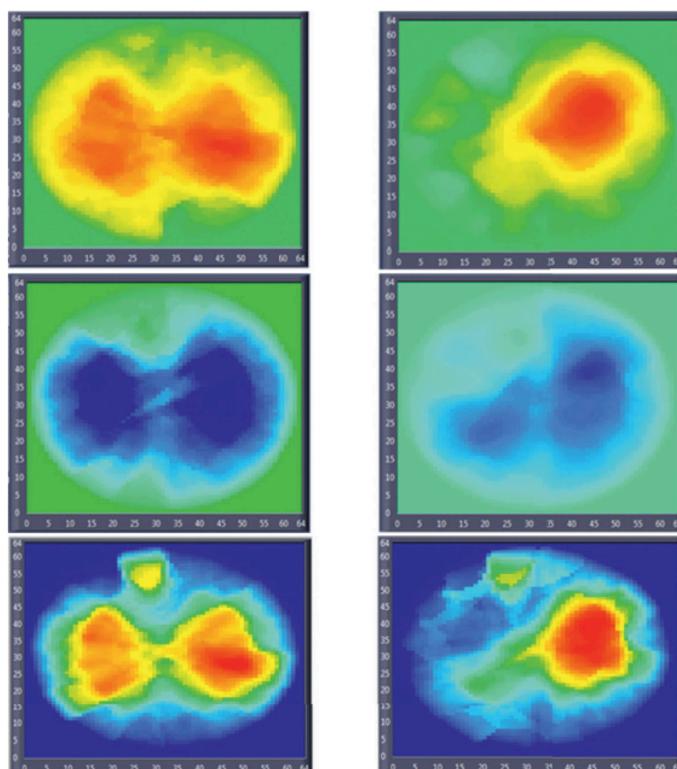
### 2.3. APLICAÇÕES CLÍNICAS DA EIT NO MONITORAMENTO PULMONAR

Por meio da aplicação de correntes de baixa intensidade e alta frequência, é possível avaliar a distribuição da variação da condutividade elétrica dentro da cavidade torácica, permitindo a visualização da ventilação do pulmão. Durante o processo cíclico de respiração, a impedância dos tecidos pulmonares muda 5% no contexto de respiração calma, e até 300% na comparação entre o volume residual e a capacidade pulmonar total. Em contrapartida, a impedância da parede torácica permanece relativamente constante (RIERA, 2011).

Segundo Pennati (2023), a resolução temporal atinge 13 quadros por segundo, com potencial para cobrir tanto a ventilação quanto a perfusão em tempo real. A resolução espacial é limitada pela distância entre os eletrodos, aproximadamente 3 cm, e são amostrados em torno de 5 cm de altura ao utilizar a configuração clássica de 16 eletrodos.

São apresentadas na Figura 6 imagens reconstruídas de um indivíduo saudável (à esquerda) e de um indivíduo que passou por um processo de pneumonectomia, que consiste na remoção de um dos pulmões (à direita). A primeira dupla de imagens é referente à inspiração, a segunda diz respeito à expiração, ambas reconstruídas em relação a uma referência. Já as imagens de variação correspondem ao desvio padrão de cada pixel dentro de um intervalo de tempo.

Figura 6 - Imagens EIT representando a inspiração, expiração e variação.



Adaptado de: (RIERA, 2011)

As informações fisiológicas fornecidas pela EIT possibilitam avaliar inúmeras condições: função pulmonar unilateral, pressão arterial pulmonar, monitorar perfil respiratório, analisar mudanças na forma do trato respiratório superior, estimar volumes de fluidos torácicos, estudar ventilação e perfusão na região de interesse no tórax, ajuste dos ventiladores na mecânica respiratória e detecção de pneumotórax (MANSOURI, 2021).

Dentre as aplicações clínicas da EIT, destacam-se algumas:

- Otimização dos parâmetros de ventilação mecânica em pacientes com síndrome do desconforto respiratório agudo (BACHMANN et al., 2018), uma grave condição caracterizada pela inflamação difusa e aumento da permeabilidade vascular pulmonar, resultando em baixo nível de oxigênio no sangue e dificuldade respiratória.
- Detecção de heterogeneidades causadas por ajustes da ventilação mecânica e a pressão positiva ao final da expiração (PEEP). A primeira é de grande importância para evitar lesões pulmonares induzidas pela ventilação mecânica, que podem ocorrer devido à ventilação excessiva de regiões já comprometidas. Já a PEEP, deve ser ajustada de forma a minimizar o colapso e a sobredistensão pulmonar (BACHMANN et al., 2018).
- Monitoramento da perfusão pulmonar, que é o fluxo de sangue através dos capilares pulmonares, onde ocorre a troca gasosa entre o sangue e os alvéolos pulmonares. Esse procedimento conta com a injeção de uma solução salina hipertônica que é responsável por abaixar a impedância, melhorando o contraste intravascular. Isso possibilita a criação de mapas de ventilação e perfusão, facilitando a detecção de embolia pulmonar ou outras condições que afetam a circulação sanguínea nos pulmões (TOMICIC; CORNEJO, 2019).

Deve ser destacado que a região de colocação dos eletrodos deve ser sensível aos fenômenos de interesse. O quinto ou o sexto espaço intercostal permite uma boa representação das mudanças de impedância, principalmente nos lobos inferiores dos pulmões (TOMICIC; CORNEJO, 2019). Na Figura 7 é demonstrada uma localização ideal para posição do cinto de eletrodos com a finalidade de monitoramento pulmonar.

Figura 7 - Posição ideal dos eletrodos para monitoramento pulmonar



Fonte: (TESCHNER, 2015)

### 3. PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

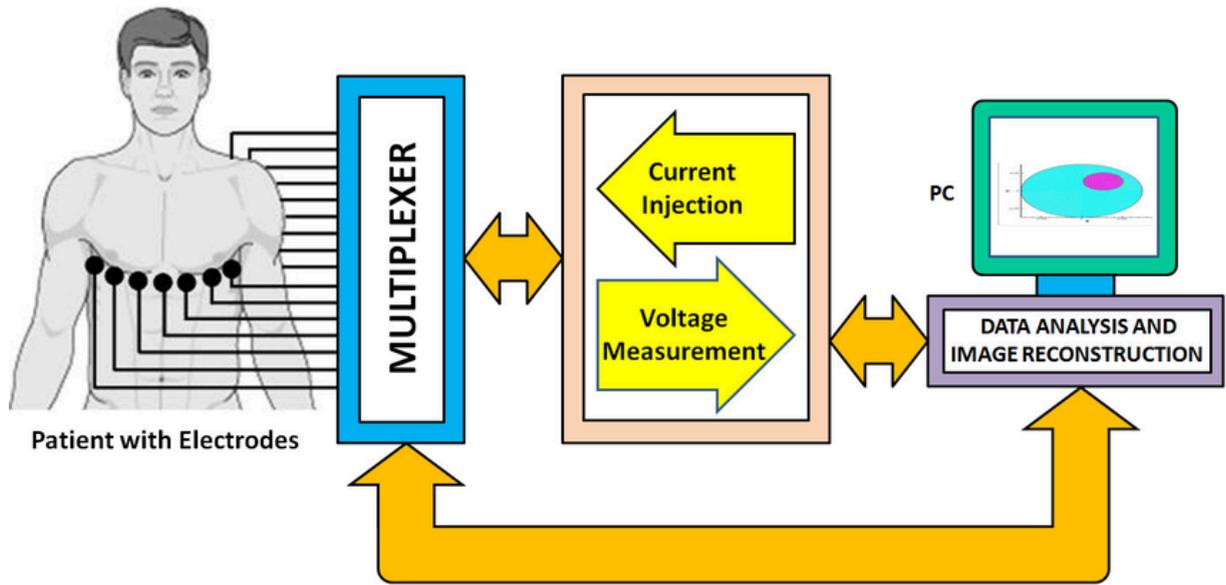
Nesta seção, serão descritos os procedimentos metodológicos adotados para cumprir com os objetivos estabelecidos para o presente trabalho. Tais procedimentos consistem na análise dos dados obtidos *online* e no seu tratamento, utilização da estrutura baseada em Python de código aberto chamada pyEIT para elaboração de algoritmos e funcionalidades para reconstrução de imagem. O projeto final conta com funcionalidades para monitoramento pulmonar e um aplicativo executável independente.

Para a realização de uma EIT é necessário um sistema capaz de fazer a obtenção dos dados utilizados para reconstrução. Segundo Bayford (2006), tal dispositivo deve conter no mínimo:

- Eletrodos - São colocados na superfície do objeto ou tecido sob investigação. Eles são usados para injetar correntes e medir tensões, com o número de eletrodos variando de acordo com a aplicação e geometria do objeto.
- Gerador de corrente - Responsável por injetar as correntes elétricas conhecidas através do par de eletrodos. As correntes devem ser pequenas e seguras para aplicações médicas.
- Multiplexador - Dispositivo que permite a seleção de diferentes combinações de eletrodos para o processo de obtenção de dados.
- Computador ou sistema de processamento - Uma vez com os dados coletados, é necessário um processamento dos dados para efetuar a reconstrução da imagem.
- Outros componentes - Pode ser necessário amplificadores, filtros e dispositivos de calibração dependendo da aplicação do EIT.

Uma visão geral do sistema pode ser observada na Figura 8.

Figura 8 - Diagrama do sistema generalizado para EIT.



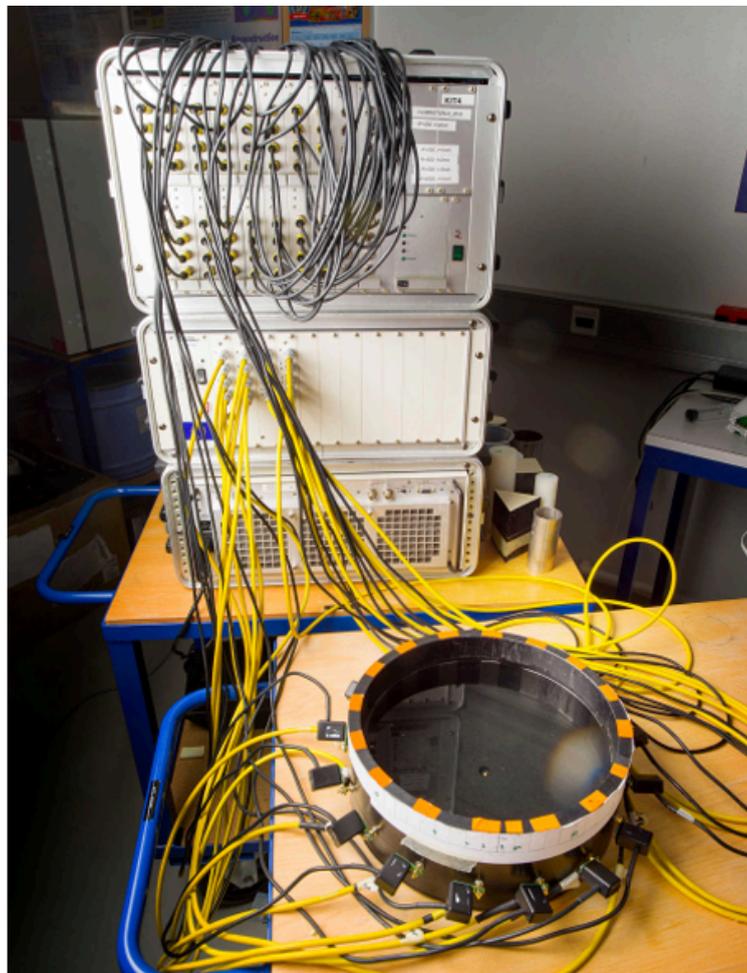
Fonte: (BERA, 2011)

### 3.1. BANCO DE DADOS

Enquanto não há um *hardware* disponível, o trabalho foi desenvolvido lendo dados de um arquivo, para uma posterior leitura direto da memória do equipamento. Optou-se por utilizar um banco de dados coletado na *University of Eastern Finland* (HAUPTMANN et al., 2017).

Esse conjunto de dados foi construído utilizando o sistema de medição KIT4 (*Kuopio Impedance Tomography*) da Figura 9. O sistema conta com três módulos, a parte superior é o módulo de medição de tensão com 80 canais conectados com cabos pretos. A parte do meio é o módulo de injeção de corrente com 16 canais independentes conectado a 16 eletrodos através dos cabos amarelos. A parte inferior é o módulo de controle.

Figura 9 - Sistema de medição KIT4

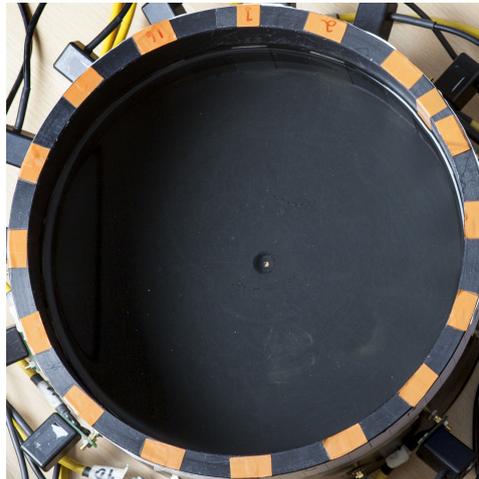


Fonte: (HAUPTMANN et al., 2017)

O tanque circular tem um diâmetro de 28 cm. Os eletrodos, posicionados equidistantemente e representados pela fita laranja, possuem uma altura de 7 cm e largura de 2,5 cm. O tanque então é preenchido com uma solução salina até uma altura de 7 cm para cobrir a altura do posicionamento dos eletrodos. Essa solução salina apresenta uma condutividade de 300  $\mu\text{S}$  e uma temperatura de 19 °C.

As medidas obtidas com o tanque preenchido apenas com a solução salina formam a referência necessária para a realização da EIT convencional. Após essa referência, são inseridos vários corpos com diferentes condutividades para compor o meio a ser estudado. Também estão disponíveis fotos referentes a cada conjunto de medidas e um código feito no MATLAB para a leitura dos dados.

Figura 10 - Foto do corpo com 16 eletrodos utilizado para montar o banco de dados



Fonte: (HAUPTMANN et al., 2017)

## 3.2. SOFTWARES E ALGORITMOS

Nessa seção serão apresentadas cada uma das etapas que precederam a versão final do software e suas funcionalidades. Os algoritmos desenvolvidos poderão ser conferidos no Apêndice A.

### 3.2.1 Importação dos dados

No processo de preparação dos dados para análise em Python, a primeira etapa crucial envolveu a transferência de dados armazenados em arquivos do MATLAB. Essa operação foi realizada por meio de um *script* Python que empregou a biblioteca *scipy.io*, para carregar e ler os dados estruturados em formato *.mat*. Posteriormente, para facilitar a interpretação desses dados, utilizou-se a biblioteca *pandas*, que é amplamente reconhecida por sua eficiência no tratamento de dados. Com o *pandas*, o conjunto de dados foi transformado em tabelas, permitindo uma análise mais clara dos dados importados.

Os dados são parcialmente exibidos nas Tabelas 2 e 3. É possível observar os pares de eletrodos responsáveis pelas injeções de correntes na tabela 2. Já na tabela 3, podemos ver as medidas de tensão dos eletrodos subsequentes e adjacentes. Deve ser observado que as correntes da Tabela 2 estão na unidade Miliampere [mA] e as tensões da Tabela 3 em Volts [V].

Tabela 2 - Medidas referentes a variável responsável pelo padrão de corrente dos dados importados.

	0	1	2	3	4	5	6
0	1.414	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
1	-1.414	1.414	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
2	0.000	-1.414	1.414	0.000	0.000	0.000	0.000
3	0.000	0.000	-1.414	1.414	0.000	0.000	0.000
4	0.000	0.000	0.000	-1.414	1.414	0.000	0.000
5	0.000	0.000	0.000	0.000	-1.414	1.414	0.000
6	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	-1.414	1.414
7	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	-1.414

Fonte: Autoria própria.

Na tabela 2, cada coluna representa as medições de corrente a cada iteração, enquanto as linhas são as respectivas medições de corrente em cada eletrodo.

Tabela 3 - Medidas referentes a variável responsável pelas tensões medidas dos dados importados.

	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>
<b>0</b>	1.360	-0.469	-0.100	-0.034	-0.021	-0.018	-0.013
<b>1</b>	-0.481	1.359	-0.479	-0.085	-0.029	-0.020	-0.013
<b>2</b>	-0.096	-0.486	1.329	-0.479	-0.075	-0.033	-0.015
<b>3</b>	-0.031	-0.081	-0.489	1.324	-0.473	-0.082	-0.034
<b>4</b>	-0.018	-0.027	-0.068	-0.500	1.348	-0.480	-0.102
<b>5</b>	-0.015	-0.018	-0.025	-0.088	-0.497	1.353	-0.482
<b>6</b>	-0.012	-0.013	-0.014	-0.033	-0.098	-0.493	1.351
<b>7</b>	-0.011	-0.011	-0.009	-0.015	-0.035	-0.085	-0.485

Fonte: Autoria própria.

Na tabela 3, similarmente a anterior, as colunas são cada uma das iterações realizadas durante a injeção de corrente, e as linhas são as medições de tensão dos eletrodos. A tabela completa é composta por um total de 13 iterações e 16 eletrodos, formando 208 medidas de tensão.

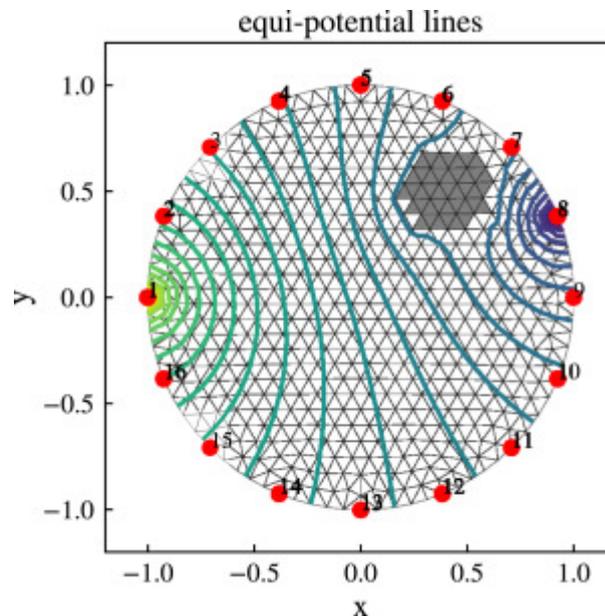
### 3.2.2 pyEIT

Após a importação dos dados do MATLAB para o ambiente Python, foi utilizado o framework pyEIT, uma ferramenta especializada em Tomografia de Impedância Elétrica (EIT) implementada em Python (LIU, 2018).

A pyEIT utiliza o Método dos Elementos Finitos (FEM) para resolver o problema direto da EIT, que é a modelagem matemática do corpo como um problema de valor de contorno. Para a solução do problema inverso tendo as condições de contorno, o algoritmo iterativamente ajusta um modelo de condutividade interna que melhor encaixe com os dados medidos.

Na Figura 11, a corrente elétrica é injetada pelo eletrodo 1 e retirada pelo eletrodo 8. O algoritmo “solve\_eit” itera sobre uma matriz onde cada linha representa um padrão de estimulação (dois eletrodos que serão responsáveis pela injeção de corrente). Cada iteração então é expandida em condições de contorno e as diferenças de tensão são calculadas. Na figura também estão representadas as linhas equipotenciais, que ajudam a visualizar a distribuição dos campos elétricos resultantes da injeção de corrente.

Figura 11 - Resolução do problema direto da EIT.

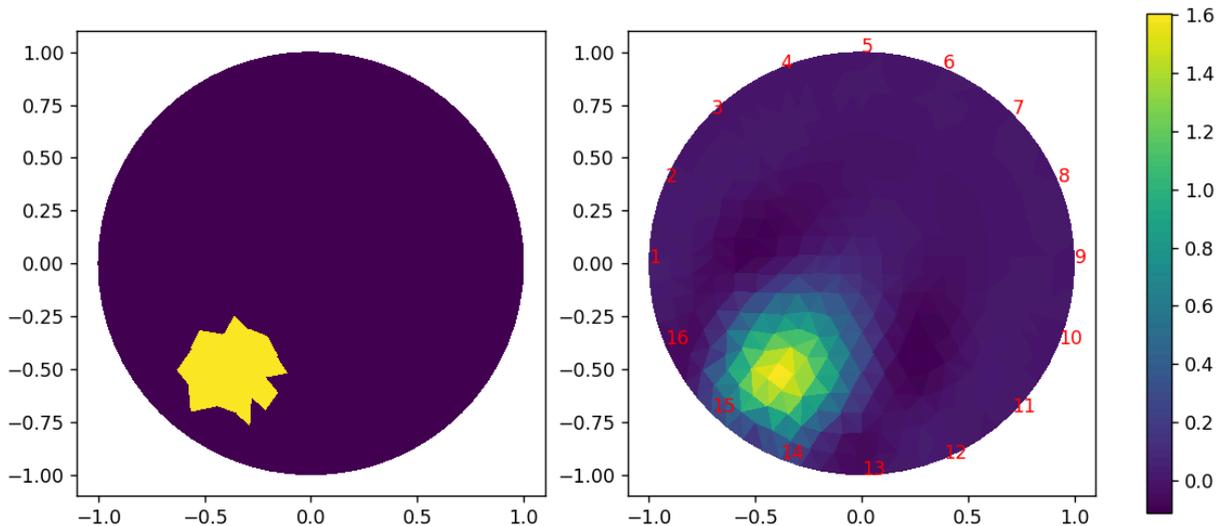


Fonte: (LIU, 2018)

Para a reconstrução de imagens de EIT, foi adaptado um *script* exemplo do repositório pyEIT, o qual também utiliza o método Jacobiano descrito na seção 2.2, denominado “*eit\_dynamic\_jac*”. Modificações específicas foram realizadas para adequar o algoritmo às necessidades do TCC, como a alteração de parâmetros de reconstrução e a introdução de objetos com condutividades distintas dentro do modelo simulado. Essas mudanças visam aprimorar a precisão da detecção de alterações de impedância.

Os resultados das reconstruções de imagem a partir desse *script* podem ser observados nas Figura 12 abaixo:

Figura 12 - Resultado obtido do *script* “TCC\_JAC”.



Fonte: Autoria própria.

À esquerda observa-se o corpo de impedância distinta inserido no canto esquerdo inferior (aleatoriamente) e na direita a reconstrução da imagem de acordo com as diferenças condutâncias simuladas

### 3.2.3 Reconstrução de imagem estática

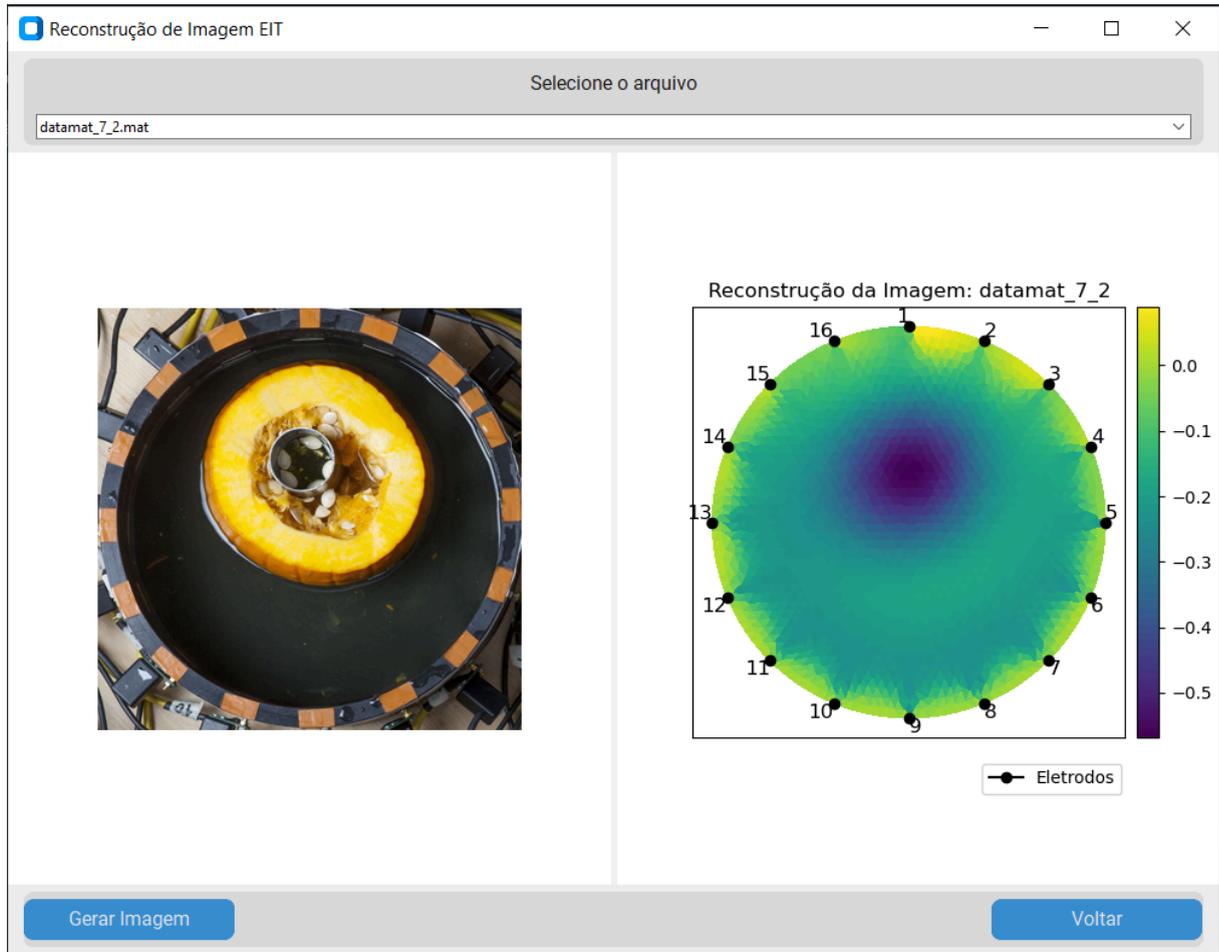
Visando a realização de reconstrução de imagens com medições reais de um sistema EIT, foi elaborado um algoritmo capaz de fazer a reconstrução de imagens a partir do banco de dados referido na seção 3.1.

A adaptação subsequente dos dados foi essencial para compatibilizá-los com a estrutura do framework pyEIT. Esta etapa incluiu a correção da indexação dos arrays, que no MATLAB inicia-se em 1 e inclui o último elemento, enquanto que no Python inicia-se em 0 e o último elemento é excluído.

O número de eletrodos que devem ser pulados para dar sequência à próxima medição foi configurado em três, isto porque os dois eletrodos, atuais injetores de corrente, são incluídos na contagem. Foram removidas também as medidas em que havia sobreposição entre a excitação e a medição, uma vez que tais medidas não são processadas pelo pyEIT. Essas foram algumas das modificações necessárias para a preparação dos dados, detalhadas e comentadas no código “reconstrução\_estatica\_tcc”. Esse primeiro algoritmo possibilita a visualização da reconstrução da imagem lado a lado com uma foto de referência.

O banco de dados utilizado nessa etapa contém 38 conjuntos de medições. São apresentados a seguir os resultados obtidos com a execução do algoritmo para três desses conjuntos, respectivamente nas Figuras 13, 14 e 15, com uma coluna à direita demonstrando a permissividade correspondente de cada cor.

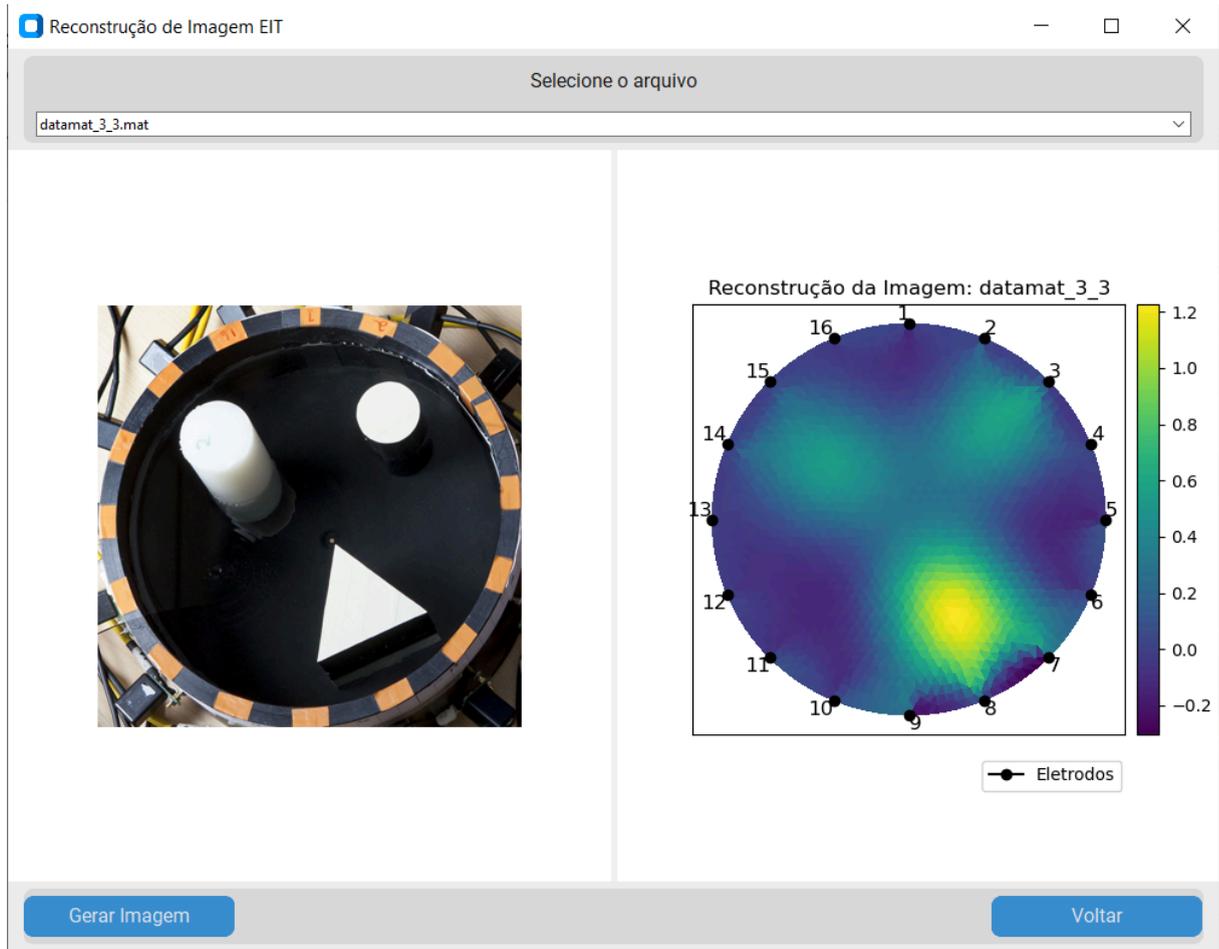
Figura 13 - Resultado da execução do *script* “reconstrução\_estatica\_tcc”



Fonte: Autoria própria.

A imagem à esquerda é a foto de referência do arquivo selecionado pelo usuário, “datamat\_7\_2”, e na direita sua respectiva reconstrução por EIT.

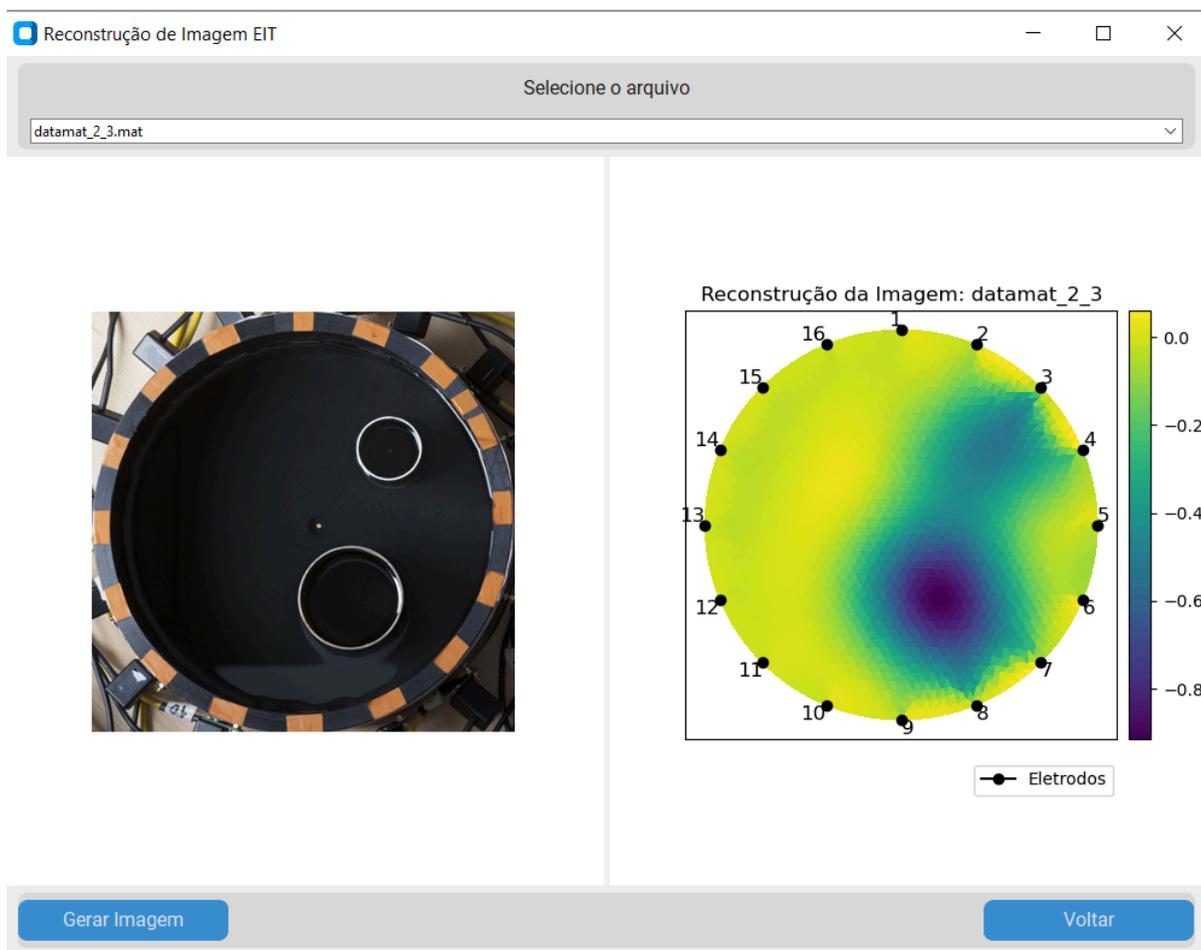
Figura 14 - Resultado da execução do *script* “reconstrução\_estatica\_tcc”



Fonte: Autoria própria.

A imagem à esquerda é a foto de referência do arquivo selecionado pelo usuário, “datamat\_3\_3”, e na direita sua respectiva reconstrução por EIT.

Figura 15 - Resultado da execução do *script* “reconstrução\_estatica\_tcc”



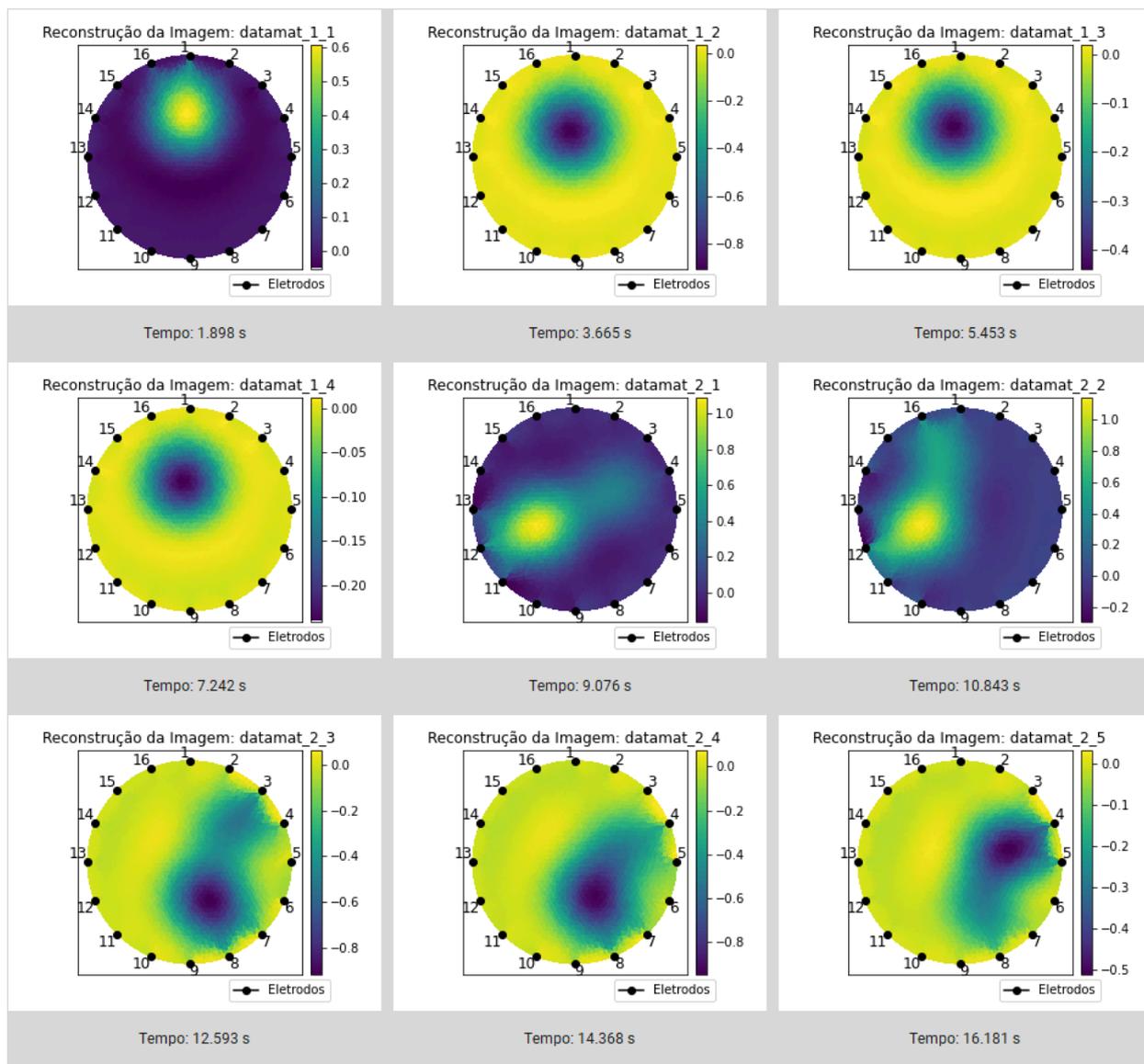
Fonte: Autoria própria.

A imagem à esquerda é a foto de referência do arquivo selecionado pelo usuário, “datamat\_2\_3”, e na direita sua respectiva reconstrução por EIT.

### 3.2.4 Reconstrução de imagem em sequência temporal

Com o intuito de proporcionar uma ferramenta útil e prática para o monitoramento pulmonar, foi desenvolvida uma segunda funcionalidade. É realizada a reconstrução de nove imagens com uma marca temporal registrada para cada uma. Ao utilizar medições de tensões feitas na região torácica de uma pessoa será possível observar a variação da condutividade em função da expansão e contração dos pulmões durante o processo respiratório, possibilitando a coleta de informações importantes por um profissional da saúde. Esse algoritmo inclui um seletor de modos, o qual permite ao usuário a opção entre apresentar as nove imagens uma ao lado da outra, em formato de mosaico, ou uma imagem animada/GIF.

Figura 16 - Resultados da execução do *script* “reconstrução\_temporal\_tcc”



Fonte: Autoria própria.

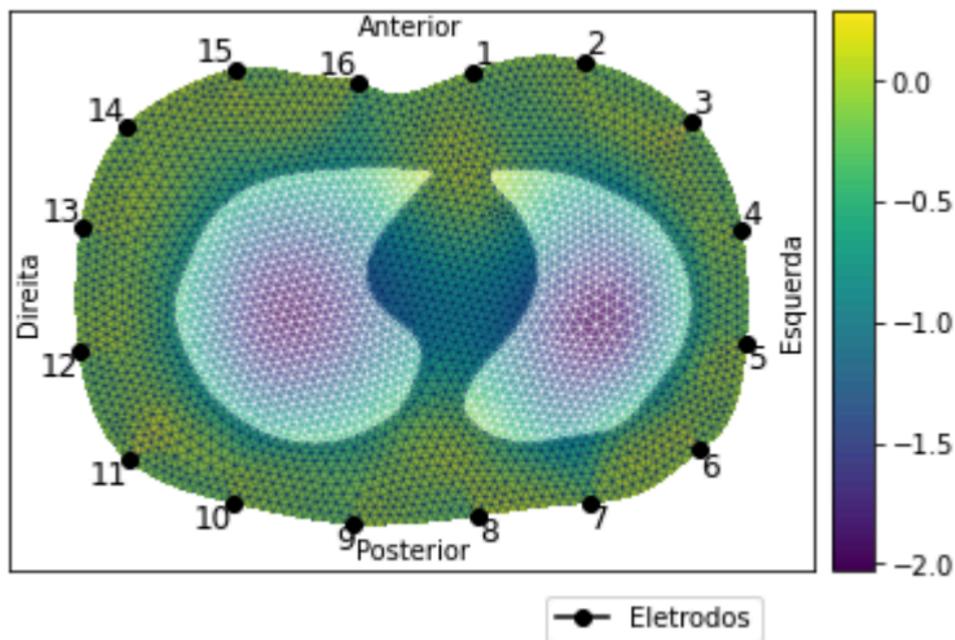
A Figura 16 apresenta o resultado da execução do programa quando selecionado o modo “Imagens”. Nota-se um aumento no tempo de processamento devido a um número superior de imagens a serem reconstruídas.

### 3.2.5 Criação de regiões de interesse

Para aumentar a precisão e aplicabilidade clínica do monitoramento pulmonar, é utilizada uma malha no formato do corpo humano. Esta malha, disponível no repositório do pyEIT (LIU, 2018), oferece uma representação mais realista da distribuição da permissividade dentro da seção torácica do corpo humano.

Com essa nova malha, foi desenvolvido um programa para segmentar e destacar a área dos pulmões. Uma máscara foi aplicada aos pontos da malha cuja permissividade ultrapassa um limiar definido, gerando uma imagem com clara definição dos pulmões conforme apresentado na Figura 17. A segmentação da área pulmonar é crucial para o monitoramento pulmonar, pois permite a visualização detalhada das mudanças de impedância durante a inspiração e expiração, facilitando a detecção de anomalias e avaliação da função respiratória.

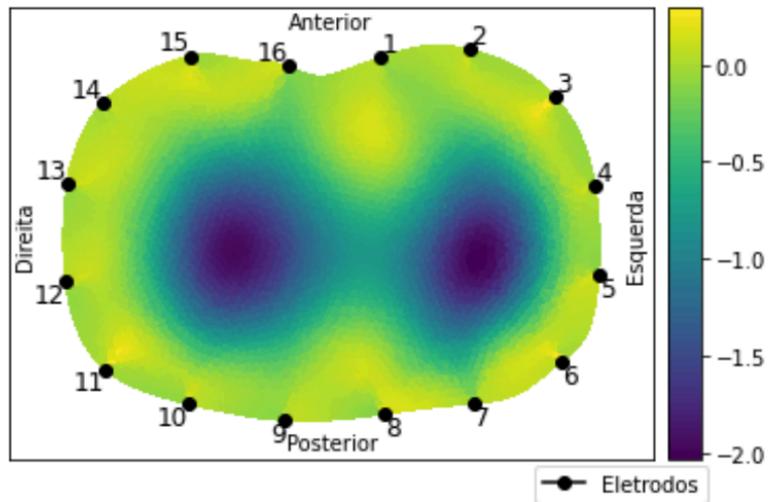
Figura 17 - Resultados da execução do *script* “pulmonar\_segmentado”



Fonte: Autoria própria.

A reconstrução de imagem dessa malha com as permissividades iniciais é apresentada na Figura 18.

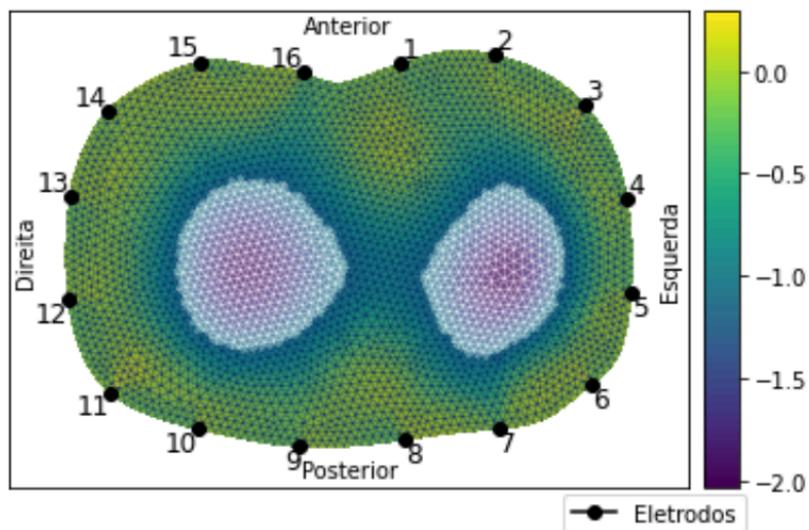
Figura 18 - Resultados da execução do *script* “eit\_malha\_pulmonar”



Fonte: Autoria própria.

De forma similar a segmentação realizada para destacar as regiões dos pulmões na Figura 17, o mesmo procedimento pode ser aplicado. Uma máscara é aplicada a regiões de permissividade acima de um limite especificado, e assim podemos analisar a região de interesse (ROI) da imagem reconstruída.

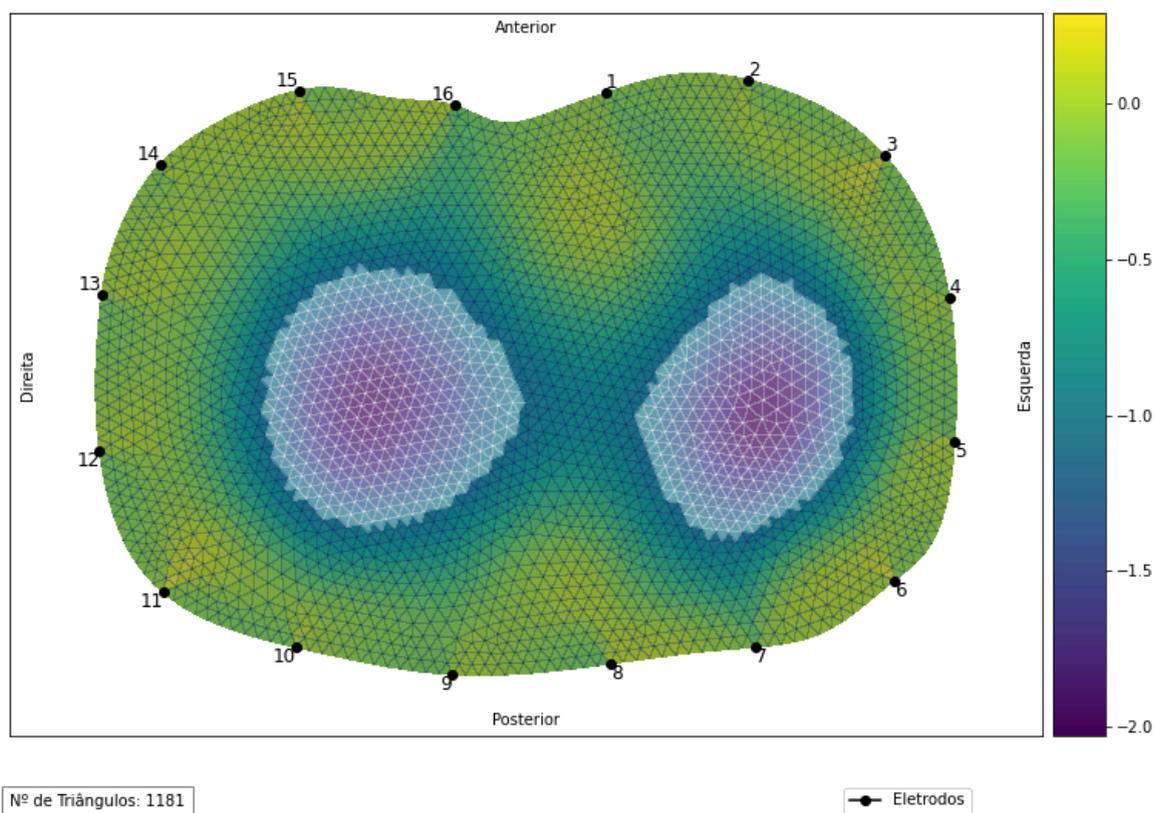
Figura 19 - Resultados da execução do *script* “roi\_segmentada\_pulmonar”



Fonte: Autoria própria.

A segmentação da ROI da imagem reconstruída possibilita uma análise quantitativa da capacidade respiratória de um indivíduo. Através de uma contagem dos elementos inseridos dentro da ROI, pode-se ter um indicativo numérico, além do visual, do processo respiratório. A Figura 20 demonstra esse cálculo, que finaliza essa funcionalidade do software responsável pela criação de regiões de interesse.

Figura 20 - Resultados da execução do *script* “roi\_contagem”



Fonte: Autoria própria.

### 3.2.6 Interface gráfica do usuário

Uma interface gráfica do usuário (GUI) intuitiva e bem estruturada permite uma navegação e utilização de forma eficiente, reduzindo o tempo necessário para aprender a operar o software. Isso é particularmente importante em ambientes médicos, onde o tempo é um recurso crítico (SERBAN, 2017). Levando isso em consideração, foi construída uma GUI. Essa interface conta com um Menu onde o usuário seleciona qual programa ou funcionalidade ele deseja utilizar, dentre as apresentadas nas seções anteriores. Dentro de cada uma das funcionalidades, também existe um botão para voltar ao menu principal no caso da necessidade de escolher outro modo de operação. A Figura 21 apresenta o menu do programa, executado pelo *script* “Interface\_Menu\_2”.

Figura 21 - Menu do programa



Fonte: Autoria própria.

Cada um dos códigos também conta com sua própria interface gráfica, que varia de acordo com o propósito de cada algoritmo.

#### 4. RESULTADOS

O principal objetivo deste trabalho foi investigar a Tomografia por Impedância Elétrica (EIT) como uma modalidade emergente no campo da imagem médica. Considerando-se o foco específico o desenvolvimento de um *software* capaz de realizar a reconstrução de imagens e aplicações práticas dessa técnica. Como uma etapa intermediária de um sistema EIT, acredita-se ter um *software* apto a integração com um hardware para que futuramente seja feita uma reconstrução de imagem a partir de dados lidos diretamente da memória do equipamento.

A primeira funcionalidade (reconstrução de imagem estática) foi testada utilizando o banco de dados da University Of Eastern Finland (HAUPTMANN, 2017). As imagens reconstruídas foram condizentes com as imagens de referência, confirmando a capacidade e demonstrando a precisão do algoritmo para realizar a EIT a partir de um conjunto de medidas disponíveis. As Figuras 13,14 e 15 mostram exemplos de imagens reconstruídas com sucesso.

A segunda funcionalidade (reconstrução em sequência temporal) foi desenvolvida para permitir a análise ao longo do tempo. Operando como esperado, essa aplicação proporciona uma ferramenta útil para o monitoramento contínuo da função respiratória. A Figura 16 apresenta o resultado da execução desse programa.

A terceira e última funcionalidade buscou um cenário mais próximo da realidade, com uma malha do corpo humano, e teve êxito na criação da região de interesse dos pulmões e a contagem de elementos dentro dessa região para trazer um parâmetro comparativo para o processo respiratório. É apresentado pela Figura 17 o resultado da segmentação da área pulmonar da nova malha utilizada, a segmentação da ROI na Figura 19 e a contagem dos elementos dentro da ROI na Figura 20. Por fim foi criada uma interface do usuário para trazer praticidade ao utilizar os códigos desenvolvidos, apresentada na Figura 21.

## 5. CONCLUSÃO

Conclui-se que os objetivos foram alcançados e os resultados encontrados são promissores e confirmam o potencial da EIT como uma modalidade emergente no campo da imagem médica. No entanto, é importante destacar que existem várias funcionalidades e códigos que podem ser implementados no software para melhorá-lo ainda mais.

### 5.1 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Durante a realização do trabalho, vários desafios foram encontrados. Alguns foram resolvidos, outros contornados, mas existiram fatores que acabaram limitando esse estudo.

Uma das principais dificuldades foi a busca por um banco de dados de EIT clínico, isto é, medições obtidas a partir da realização do exame em uma pessoa. O banco de dados utilizado (HAUPTMANN, 2017) possibilitou o desenvolvimento até certo ponto. Como um dos objetivos era trazer uma aplicação de monitoramento pulmonar, esse banco de dados não seria adequado e a busca por um ideal não foi bem sucedida, possivelmente devido aos custos envolvidos para a construção de um banco de dados de EIT. Este problema abre uma possibilidade para um trabalho futuro, através da utilização de um banco de dados adequado.

Outro fator muito relevante para imagens médicas é a resolução. A melhoria da resolução está diretamente relacionada com o desempenho computacional. Um algoritmo mais complexo capaz de melhorar a resolução, vai exigir um maior tempo de processamento. Esse tempo é crítico na aplicação de monitoramento contínuo à beira do leito, que é uma das vantagens que essa tecnologia oferece.

### 5.2 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

A integração de dispositivos médicos de imagem, incluindo sistemas de Tomografia por Impedância Elétrica (EIT) nos sistemas de informação clínica, é essencial para a prática da medicina moderna. O DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) é um padrão amplamente utilizado para o processamento, armazenamento, impressão e transmissão de informações em sistemas de imagem médica (BOYLE, 2017).

A formatação das imagens em formato DICOM, seria uma importante contribuição para futuras atualizações deste trabalho no sentido de permitir a interoperabilidade dos resultados. Durante a realização desse estudo, ainda não foi estabelecido um padrão DICOM para a EIT, mas esse avanço é de grande importância para acelerar a prática rotineira dessa tecnologia.

Construção de um banco de dados clínico adequado, ou a obtenção de medições reais a

partir de um dispositivo EIT, pode servir de grande contribuição a melhorias ao software e algoritmos apresentados, visto que estes foram desenvolvidos com modelos aproximados ao real através de programação.

## REFERÊNCIAS

- Hauptmann, A., Kolehmainen, V., Mach, N. M., Savolainen, T., Seppänen, A., Siltanen, S. (2017). **2D electrical impedance tomography dataset**. Disponível em: <<https://zenodo.org/record/1203914>>. Acesso em: 06/07/2023.
- SCHLUCHTER A. J. (2020). **A 16-Channel Electrical Impedance Tomography System Using the Red Pitaya**. University of California San Diego.
- MUELLER, J.; SAMULI SILTANEN. **Linear and nonlinear inverse problems with practical applications**. Philadelphia: Society For Industrial And Applied Mathematics, 2012. 159–184. doi:10.1137/1.9781611972344.ch12
- SHENG, X.-Q.; SONG, W. **Essentials of Computational Electromagnetics**. [s.l.] John Wiley & Sons, 2012.
- FORD, B.; DORE, M.; MOULLET, P. **Diagnostic Imaging: Appropriate and Safe Use**. American Family Physician, v. 103, n. 1, p. 42–50, 1 jan. 2021.
- HUSSAIN, S. et al. **Modern Diagnostic Imaging Technique Applications and Risk Factors in the Medical Field: A Review**. BioMed Research International, v. 2022, n. 5164970, p. 1–19, 6 jun. 2022.
- SHI, Y. et al. **The Research Progress of Electrical Impedance Tomography for Lung Monitoring**. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, v. 9, 1 out. 2021.
- BERA, T. K. **Bioelectrical Impedance Methods for Noninvasive Health Monitoring: A Review**. Journal of Medical Engineering, v. 2014, p. 1–28, 2014.
- HUGHES, T. J. R. **The finite element method : linear static and dynamic finite element analysis**. New York: Dover Publication, Inc, 2007.
- BRANDSTATTER, B. **Jacobian calculation for electrical impedance tomography based on the reciprocity principle**. in IEEE Transactions on Magnetics, vol. 39, no. 3, pp. 1309-1312, May 2003, doi: 10.1109/TMAG.2003.810390.
- BAYFORD R. H. **Bioimpedance tomography (electrical impedance tomography)**. Annu Rev Biomed Eng. 2006;8:63-91. doi: 10.1146/annurev.bioeng.8.061505.095716. PMID: 16834552.
- BERA T. K.; KANHIRODAN R.; JAMPANA N. (2011). **Improving Image Quality in Electrical Impedance Tomography (EIT) Using Projection Error Propagation-Based Regularization (PEPR) Technique: A Simulation Study**. Journal of Electrical Bioimpedance. 2. 2-12. 10.5617/jeb.158.
- LIU, BENYUAN; YANG, BIN; XU, CANHUA; XIA, JUNYING; DAI, MENG; JI, ZHENYU; YOU, FUSHENG; DONG, XIUZHEN; SHI, XUETAO; FU, FENG. **pyEIT: A python based framework for Electrical Impedance Tomography**. SoftwareX, Elsevier, v. 7, p. 304-308, 2018.

TOMINIC V, CORNEJO R. (2019). **Lung monitoring with electrical impedance tomography: technical considerations and clinical applications**. J Thorac Dis. 2019 Jul;11(7):3122-3135. doi: 10.21037/jtd.2019.06.27. PMID: 31463141; PMCID: PMC6688044.

BACHMANN, M.C., MORAIS, C., BUGEDO, G. et al. (2018). **Electrical impedance tomography in acute respiratory distress syndrome**. Crit Care 22, 263). <https://doi.org/10.1186/s13054-018-2195-6>

SERBAN A, CRISAN-VIDA M, MADA L, STOICU-TIVADAR L. (2016). **User Interface Design in Medical Distributed Web Applications**. Stud Health Technol Inform. 2016;223:223-9. PMID: 27139407.

A. BOYLE, R. HALTER, E. MURPHY AND A. ADLER. (2017) “**Proceedings of the 18th International Conference on Biomedical Applications of Electrical Impedance Tomography**”. Zenodo, Jun. 21, 2017, pg 47. doi: 10.5281/zenodo.892679.

P. GRASLAND-MONGRAIN, C. LAFON, “**Review on Biomedical Techniques for Imaging Electrical Impedance**”, IRBM, Volume 39, Issue 4, 2018, Pages 243-250, ISSN 1959-0318, <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2018.06.001>.

J. RIERA, P.J. RIU, P. CASAN, J.R. MASCLANS. (2011). “**Electrical impedance tomography in acute lung injury**”. Medicina Intensiva (English Edition), Volume 35, Issue 8, 2011, Pages 509-517, ISSN 2173-5727, <https://doi.org/10.1016/j.medine.2011.11.004>.

PENNATI, F.; ANGELUCCI, A.; MORELLI, L.; BARDINI, S.; BARZANTI, E.; CAVALLINI, F.; CONELLI, A.; DI FEDERICO, G.; PAGANELLI, C.; ALIVERTI, A. “**Electrical Impedance Tomography: From the Traditional Design to the Novel Frontier of Wearables**”. Sensors 2023, 23, 1182. <https://doi.org/10.3390/s23031182>

MANSOURI, S.; ALHARBI, Y.; HADDAD, F.; CHABCOUB, S.; ALSHROUF, A.; ABD-ELGHANY, A. (2021). “**Electrical Impedance tomography – recent applications and developments**”. Journal of Electrical Bioimpedance,12(1) 50-62. <https://doi.org/10.2478/joeb-2021-0007>

TESCHNER, E.; IMHOFF, M.; LEONHARDT, S. “**Electrical Impedance Tomography: The realisation of regional ventilation monitoring**” 2nd edition. Disponível em: [https://www.draeger.com/Content/Documents/Content/rsp\\_eit\\_booklet\\_9066788\\_en\\_2.pdf](https://www.draeger.com/Content/Documents/Content/rsp_eit_booklet_9066788_en_2.pdf). Acesso em: 16 jun. 2024.

## APÊNDICE A - Códigos utilizados

Os códigos, dependências e outros arquivos utilizados no desenvolvimento deste trabalho podem ser verificados através do link ou do QR code abaixo.

[Github - EIT\\_TCC\\_Gustavo](#)

