

**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC**  
**CENTRO DE CIÊNCIAS TECNOLÓGICAS – CCT**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA – PPGEEL**

**JULIA GRASIELA BUSARELLO WOLFF**

**SISTEMA DE TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA MULTIFREQUENCIAL  
PARA IMAGEAMENTO PULMONAR EM SUÍNOS**

**JOINVILLE**

**2024**

**SISTEMA DE TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA MULTIFREQUENCIAL  
PARA IMAGEAMENTO PULMONAR EM SUÍNOS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade do Estado de Santa Catarina, como requisito parcial para obtenção do grau de Doutora em Engenharia Elétrica.

Orientador: Dr. Aleksander Sade Paterno.

Coorientador: Dr. Wellington Pinheiro dos Santos.

JOINVILLE – SC

2024

**Ficha catalográfica elaborada pelo programa de geração automática da  
Biblioteca Universitária Udesc,  
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)**

Wolff, Julia Grasiela Busarello  
SISTEMA DE TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA  
ELÉTRICA MULTIFREQUENCIAL PARA IMAGEAMENTO  
PULMONAR EM SUÍNOS / Julia Grasiela Busarello Wolff. --  
2024.

111 p.

Orientador: Aleksander Sade Paterno  
Coorientador: Wellington Pinheiro dos Santos  
Tese (doutorado) -- Universidade do Estado de Santa  
Catarina, Centro de Ciências Tecnológicas, Programa de  
Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Joinville, 2024.

1. Tomografia de impedância elétrica multifrequencial. 2.  
algoritmo computacional de código aberto. 3. reconstrução de  
imagens. 4. pneumonia. 5. suínos. I. Paterno, Aleksander  
Sade. II. Santos, Wellington Pinheiro dos . III. Universidade do  
Estado de Santa Catarina, Centro de Ciências Tecnológicas,  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica. IV.  
Título.

**JULIA GRASIELA BUSARELLO WOLFF**

**SISTEMA DE TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA  
MULTIFREQUENCIAL PARA IMAGEAMENTO PULMONAR EM SUÍNOS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade do Estado de Santa Catarina, como requisito parcial para obtenção do grau de Doutora em Engenharia Elétrica.

Orientador: Dr. Aleksander Sade Paterno.

Coorientador: Dr. Wellington Pinheiro dos Santos.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof. Aleksander Sade Paterno, Dr.  
Orientador/Presidente

---

Prof. Sérgio Francisco Pichorim, Dr.  
Membro Externo – UTFPR

---

Prof. Antonio da Silva Silveira, Dr.  
Membro Externo – UFPA

---

Prof. Douglas Wildgrube Bertol, Dr.  
Membro Interno – UDESC

---

Prof. Fabrício Noveletto, Dr.  
Membro Interno – UDESC

Joinville, SC, 17 de Maio de 2024.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador, Professor Aleksander Sade Paterno por aceitar conduzir esse trabalho de pesquisa e dispensar todo o seu tempo para que eu atingisse o objetivo.

Agradeço ao Professor Wellington Pinheiro dos Santos, da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), que mesmo sem me conhecer pessoalmente, aceitou o título de coorientador e contribuiu, de forma tão significativa nessa pesquisa, pela dedicação do seu escasso tempo a leitura dos meus textos e pelas ideias a respeito de inteligência artificial em engenharia biomédica. Esse trabalho não teria tomado o rumo que tomou sem os seus conselhos.

Aos membros da Banca Julgadora, Dr. Antonio da Silva Silveira (UFPA), Dr. Sérgio Francisco Pichorim (UTFPR), Dr. Valter Augusto de Freitas Barbosa (Suplente – UFRPE), Dr. Fábio Margotti (Suplente – UFSC), Dr. Fabrício Noveletto (UDESC), Dr. Douglas Wildgrube Bertol UDESC), Dr. Roberto Silvio Ubertino Rosso Junior (Suplente – UDESC) pela excelência demonstrada em seus trabalhos e por se disporem a formar Banca de Defesa dessa Tese.

Agradeço a todos os meus professores do curso de Mestrado e de Doutorado da Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC) pelo acolhimento, paciência, dedicação e por compartilharem comigo seus conhecimentos. Em especial, ao Prof. Ademir Nied e ao Prof. Marcos Fergutz pela seriedade e serenidade na coordenação dos cursos de Pós-Graduação e Graduação, respectivamente. Sempre dispostos a auxiliar nas minhas dúvidas e nas questões necessárias.

Ao profissional e amigo José Veleno Machado dos Santos da empresa Engretec, localizada em Jaraguá do Sul, por ter realizado as soldas das placas do Tomógrafo.

Ao colega de profissão Jucelei de Freita da empresa *Bintechnology* Sistemas Ltda. pela colaboração na elaboração do *firmware*.

Ao professor e amigo Rafael Kingeski pela amizade e auxílio no processamento de sinais. Ao professor e amigo Yuri Kaszubowski Lopes pela contribuição na correção do artigo.

Ao Coordenador Prof. André Bittencourt Leal e a secretária Cíntia Tacla Gehring Fadel sempre dispostos a esclarecer as dúvidas burocráticas do Curso de Pós-Graduação.

Aos professores e veterinários José Cristani e Sandra Davi Traverso por proporcionarem os pulmões de porcos e o Comitê de Ética. Ao bolsista de IC e amigo Samuel Camargo pelas conversas e tardes de trabalho.

Ao motorista da UDESC, Sr. Valdecir Roberto Coelho que nos conduziu ao CAV em Lages para a coleta dos dados em suínos.

Ao meu amigo Prof. Adalberto de Araújo Barreto pela amizade, compreensão, carinho e apoio desde a época em que lecionei na UDESC.

Ao meu ex-professor e amigo Ricardo José de Oliveira Carvalho por sua inspiração como professor, por me auxiliar na área docente e pela amizade de tantos anos, desde a graduação.

À minha mãe Elena que sempre me incentivou a estudar e a nunca desistir embora sempre houvessem ventos contrários.

Por fim, agradeço a todas as pessoas que de forma direta ou indireta contribuíram para a elaboração desse trabalho. É impossível agradecer a todos de forma nominal. E, aos que acreditam que o acesso à educação, mesmo que a distância, é a única forma de modificar as condições e a cultura de um País.

*“Se você é capaz de tremer de indignação a cada vez que se comete uma injustiça no mundo, então somos companheiros”.*

*(Ernesto Rafael Guevara de la Serna)*

*"Quero ser apenas um entre os milhões de brasileiros que resistem."*

*(Carlos Marighella)*

*“O inimigo mortal do homem é a miséria. Mais miserável do que os miseráveis é a sociedade que não acaba com a miséria”.*

*(Ulysses Guimarães)*

## RESUMO

A técnica Multifrequencial de Tomografia de Impedância Elétrica (MfEIT) tem como função gerar imagens através da construção de um mapa que exhibe a distribuição de impedâncias ou condutividades em uma área específica do corpo. Esta técnica utiliza correntes senoidais de baixa magnitude e alta frequência. Através do processamento dos potenciais elétricos, usando algoritmos específicos, é possível obter uma visualização do órgão desejado. O objetivo desse trabalho é testar e caracterizar um sistema MfEIT de 32 canais, especificamente projetado para reconstrução de imagem em medicina veterinária, a fim de analisar e caracterizar patologias pulmonares em suínos com pneumonia. Os experimentos foram realizados utilizando uma solução salina com condutividade de 1,3 S/m, em 23 °C, em uma cuba de 32 cm de diâmetro. A faixa de frequência do protótipo é de 10 kHz até 1 MHz. A corrente elétrica de injeção é de 0,5 mA em todo o espectro dessa faixa, utilizando o protocolo de injeção e medição adjacente. O sistema reconstrói imagens tomográficas de condutividade elétrica, em tempo real, a uma taxa de 30 f/s. Foram realizadas duas medições para a geração de cada imagem, uma denominada homogênea, na qual medem-se os potenciais apenas com solução salina, sem o objeto no interior da cuba, e uma heterogênea, na qual medem-se os potenciais com a solução salina e a presença do objeto. O algoritmo para reconstrução das imagens utilizado foi o GREIT – *Graz Consensus Reconstruction Algorithm for EIT* (EIDORS) modificado para essa pesquisa, que é o monitoramento de pneumonia em porcos. Nos testes experimentais comparamos o GREIT com *Total Variation* e *One-Step Gauss-Newton*, também modificados para a aplicação veterinária. O *firmware* foi desenvolvido em MATLAB para interfacear o sistema MfEIT e fornecer a reconstrução das imagens. A MfEIT mostra perspectivas promissoras na medicina veterinária como uma ferramenta não invasiva, de baixo custo, para monitoramento respiratório no estábulo ou no pasto, sem nenhum impacto à saúde dos suínos.

**Palavras-chave:** Tomografia de impedância elétrica multifrequencial; algoritmo computacional de código aberto; reconstrução de imagens; pneumonia, suínos.

## ABSTRACT

Multifrequency Electrical Impedance Tomography (MfEIT) technique functions to generate images by constructing a map that displays the distribution of impedances or conductivities in a specific area of the body. This technique employs low-magnitude, high-frequency sinusoidal currents. By processing the electrical potentials using specific algorithms, it is possible to obtain a visualization of the desired organ. The objective of this work is to test and characterize a 32-channel MfEIT system, specifically designed for image reconstruction in veterinary medicine, in order to analyze and characterize pulmonary pathologies in pigs with pneumonia. The experiments were conducted using a saline solution with a conductivity of 1.3 S/m at 23 °C in a tank with a diameter of 32 cm. The frequency range of the prototype is from 10 kHz to 1 MHz. The injection current is 0.5 mA across the entire spectrum of this range, using the adjacent injection and measurement protocol. The system reconstructs electrical conductivity tomographic images in real-time at a rate of 30 fps. Two measurements were taken for each image generation: one homogeneous, where potentials are measured with only the saline solution, without the object inside the tank, and one heterogeneous, where potentials are measured with the saline solution and the presence of the object. The algorithm used for image reconstruction was the GREIT – Graz Consensus Reconstruction Algorithm for EIT (EIDORS), modified for this research, which focuses on monitoring pneumonia in pigs. In the experimental tests, we compared GREIT with Total Variation and One-Step Gauss-Newton, also modified for veterinary application. The firmware was developed in MATLAB to interface the MfEIT system and provide image reconstruction. MfEIT shows promising prospects in veterinary medicine as a non-invasive, low-cost tool for respiratory monitoring in stables or pastures, with no impact on the health of the pigs.

**Keywords:** Multifrequency electrical impedance tomography; open source computing code; images reconstruction; pneumonia; swines.

**LISTA DE ILUSTRAÇÕES**

|   |    |
|---|----|
| Figura 1.1 – Representação da cuba com eletrodos e objetos para medição de potencial..... | 19 |
| Figura 1.2 – MfEIT para geração de imagens em animais.....                                | 20 |
| Figura 3.1 – Estação de Trabalho <i>MfEIT UDESC Mark I</i> .....                          | 42 |
| Figura 3.2 – Circuito da Fonte de Corrente.....   | 48 |
| Figura 3.3 – Cuba com fantasmas.....  | 54 |
| Figura 3.4 – Fantasmas de pulmões e coração.....  | 55 |
| Figura 3.5 – Sinais no domínio do tempo e da frequência.....                              | 57 |
| Figura 4.1 – Imagens reais (a) órgãos saudáveis e (b) órgãos doentes.....                 | 62 |
| Figura 4.2 – Imagens reconstruídas utilizando GREIT em 10 kHz, 200 kHz e 1 MHz....        | 64 |
| Figura 4.3 – Imagens reconstruídas utilizando OSGN em 10 kHz, 200 kHz e 1 MHz.....        | 68 |
| Figura 4.4 – Imagens reconstruídas utilizando TV em 10 kHz, 200 kHz e 100 kHz.....        | 72 |

**LISTA DE TABELAS**

|   |     |
|---|-----|
| Tabela 1.1 - <i>Hardwares</i> de EIT.....                                     | 22  |
| Tabela 1.2 - Aplicações da EIT para diagnósticos médicos.....                 | 23  |
| Tabela 1.3 - Softwares utilizados em sistemas EIT.....                        | 25  |
| Tabela 2.1 – Aplicações veterinárias da EIT.....                              | 38  |
| Tabela 3.1 – Configurações do notebook host e dos softwares.....              | 444 |
| Tabela 3.2 – Parâmetros de design da fonte Howland diferencial espelhada..... | 48  |
| Tabela 3.3 – Valores das resistências para a fonte de corrente Diff-M.....    | 50  |

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

|          |  |
|----------|--|
| ABS      | Acrilonitrila Butadieno Estireno   |
| ACT1     | <i>Adaptive Current Tomography 1</i>   |
| ACT2     | <i>Adaptive Current Tomography 2</i>   |
| ACT3     | <i>Adaptive Current Tomography 3</i>   |
| ACT 4    | <i>Adaptive Current Tomography 4</i>   |
| ACT5     | <i>Adaptive Current Tomography 5</i>   |
| ADC      | Conversor Analógico-Digital  |
| APT      | <i>Applied Potential Tomography</i>  |
| CGO      | <i>Complex Geometric Optics</i> (Óptica geométrica complexa)   |
| CMRR     | <i>Common Mode Rejection Ratio</i> (Razão ou Taxa de Rejeição de Modo Comum)                           |
| COVID-19 | Doença Causada pelo Novo Coronavírus (SARS-CoV-2)  |
| DAC      | <i>Digital Analog Converter</i> (Conversor digital analógico)  |
| DMA      | <i>Direct Memory Access</i> (Acesso a memória direta)  |
| d.d.p.   | Diferença de Potencial Elétrico  |
| DIBS     | <i>Discrete Interval Binary Sequences</i> (Sequências Binárias de Intervalo Discreto)                  |
| EIT      | <i>Electrical Impedance Tomography</i> (Tomografia de Impedância Elétrica)                             |
| EIDORS   | <i>Electrical Impedance and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software</i>                     |
| EHCS     | <i>Enhanced Howland Current Source</i> (Fonte de Corrente Howland Modificada)                          |
| EHCS-DIF | <i>Differential Enhanced Howland Current Source</i> (Fonte de Corrente Howland Modificada Diferencial) |
| EMI      | Interferência Eletromagnética  |
| FET      | <i>Field Effect Transistor</i> (Transistor de Efeito de Campo)   |
| FFC      | <i>Flat Flexible Cable</i> (Cabos Flat Flexíveis)  |
| GPIO     | <i>General Purpose Input/Output</i> (Entradas e Saídas de Uso Geral)                                   |
| GREIT    | <i>Graz Consensus Reconstruction Algorithm for EIT</i>   |
| IHM      | Interface Homem-Máquina  |
| KHU      | <i>Kyung Hee University</i>  |

|                 |  |
|-----------------|--|
| <i>Mark I</i>   | <i>Sheffield Mark 1</i>  |
| <i>Mark II</i>  | <i>Sheffield Mark 2</i>  |
| <i>Mark III</i> | <i>Sheffield Mark 3</i>  |
| <i>Mark 3.5</i> | <i>Sheffield Mark 3.5</i>  |
| MATLAB          | <i>Matrix Laboratory</i>   |
| MCU             | <i>Microcontroller Unit</i> (Unidade Microcontroladora)  |
| MEHCS           | <i>Mirrored Enhanced Howland Current Source</i> (Fonte de Corrente Howland Modificada Espelhada)   |
| MfEIT           | Tomografia de Impedância Elétrica Multifrequencial   |
| MIT             | Tomografia de Indução Magnética  |
| NOSER           | <i>Newton's One Step Error Reconstructor</i>   |
| OSGN            | <i>One-Step Gauss Newton</i>   |
| OXBACT I        | <i>Oxford Brooks Adaptive Current Tomography I</i>   |
| OXBACT II       | <i>Oxford Brooks Adaptive Current Tomography II</i>  |
| OXBACT III      | <i>Oxford Brooks Adaptive Current Tomography III</i>   |
| OXBACT-V        | <i>Oxford Brooks Adaptive Current Tomography V</i>   |
| PEEP            | Pressão Expiratória Final Positiva   |
| PGA             | <i>Programmable Gain Amplifier</i> (Amplificador de Ganho Programável)                             |
| PWM             | <i>Pulse Width Modulation</i> (Modulação por Largura de Pulso)                                     |
| RM              | Ressonância Magnética  |
| SARS            | <i>Severe acute respiratory syndrome</i> (Síndrome Respiratória Aguda Grave)                       |
| SARS-CoV-2      | Novo Coronavírus Decoberto em Whuan (China), em 2019   |
| SDRA            | Síndrome do Desconforto Respiratório Agudo   |
| SMD             | <i>Surface Mounted Device</i> (Dispositivos de Montagem Superficial)                               |
| SNR             | <i>Signal-Noise Rate</i> (Razão Sinal-Ruído)   |
| TC              | Tomografia Computadorizada   |
| TPU             | Termoplástico de Poliuretano   |
| TV              | <i>Total Variation</i>   |
| UART            | Transmissor/Receptor Assíncrono Universal ( <i>Universal Asynchronous Receiver / Transmitter</i> ) |
| UDESC           | Universidade do Estado de Santa Catarina   |

|       |   |
|-------|---|
| UFPA  | Universidade Federal do Pará                                    |
| UFPE  | Universidade Federal de Pernambuco                              |
| UTFPR | Universidade Tecnológica Federal do Paraná                      |
| US    | Ultrassonografia  |
| UTI   | Unidade de Terapia Intensiva                                    |
| VGA   | <i>Variable Gain Amplifier</i> (Amplificador de Ganho Variável) |

## LISTA DE SÍMBOLOS

|                       |  |
|-----------------------|--|
| $\text{arc tan } (y)$ | Arco tangente de um parâmetro $y$ , em [rad]         |
| $d.d.p.$              | Diferença de potencial, em [V]                       |
| $f$                   | Frequência, em [Hz]                                  |
| $I$                   | Corrente elétrica, em [A]                            |
| $j$                   | Distribuição de corrente elétrica resultante, em [A] |
| $L, n$                | Número de eletrodos                                  |
| $R$                   | Resistência elétrica, em [ $\Omega$ ]                |
| $u, V$                | Potencial elétrico, em [V]                           |
| $X$                   | Reatância elétrica, em [ $\Omega$ ]                  |
| $Z$                   | Impedância elétrica, em [ $\Omega$ ]                 |
| $ Z $                 | Módulo da impedância elétrica, em [ $\Omega$ ]       |
| $\Delta\varepsilon$   | Variação da permissividade elétrica, em [F/m]        |
| $\Delta\mu$           | Variação da permeabilidade magnética, em [H/m]       |
| $\Delta\sigma$        | Variação da condutividade elétrica, em [S/m]         |
| $\Delta Z$            | Variação de impedância, em [ $\Omega$ ]              |
| $\varepsilon$         | Permissividade elétrica, em [F/m]                    |
| $\mu$                 | Permeabilidade magnética, em [H/m]                   |
| $\sigma$              | Condutividade elétrica, em [S/m]                     |
| $\omega$              | Frequência angular, em [rad/s]                       |

## SUMÁRIO

|   |           |
|---|-----------|
| <b>RESUMO.....</b>  | <b>8</b>  |
| <b>ABSTRACT.....</b>  | <b>9</b>  |
| <b>LISTA DE ILUSTRAÇÕES.....</b>                            | <b>10</b> |
| <b>LISTA DE QUADROS.....</b>                                | <b>11</b> |
| <b>LISTA DE TABELAS.....</b>                                | <b>12</b> |
| <b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....</b>                  | <b>13</b> |
| <b>LISTA DE SÍMBOLOS.....</b>                               | <b>15</b> |
| <b>1 INTRODUÇÃO.....</b>                                    | <b>18</b> |
| 1.1 MOTIVAÇÃO.....  | 26        |
| 1.2 IDENTIFICAÇÃO DO PROBLEMA.....                          | 28        |
| 1.3 OBJETIVO GERAL.....                                     | 29        |
| 1.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....                              | 29        |
| 1.5 CONTRIBUIÇÕES PARA O TEMA.....                          | 30        |
| 1.6 APRESENTAÇÃO DA TESE.....                               | 31        |
| 1.7 PUBLICAÇÕES.....  | 32        |
| <b>2 SISTEMAS DE TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA.....</b> | <b>34</b> |
| 2.1 ESTADO DA ARTE DA EIT EM MEDICINA VETERINÁRIA.....      | 34        |
| <b>3 METODOLOGIA.....</b>                                   | <b>42</b> |
| 3.1 SISTEMA MfEIT.....                                      | 42        |
| 3.2 ESTÁGIO DE COMUTAÇÃO.....                               | 53        |
| 3.3 CUBA COM ELETRODOS EXCITADORES E SENSORES.....          | 53        |
| 3.4 ESPECIFICAÇÃO DE SINAL E PROTOCOLO DE MEDIÇÃO.....      | 55        |
| 3.5 <i>FIRMWARE</i> E COMPUTADOR <i>HOST</i> .....          | 56        |
| 3.6 GREIT (EIDORS) PARA RECONSTRUÇÃO DE IMAGEM E SNR.....   | 58        |

|  |            |
|--|------------|
| 3.7 CALIBRAÇÃO.....  | 58         |
| <b>4 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....</b>                                      | <b>61</b>  |
| 4.1 RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS DOS FANTOMAS E DAS AMOSTRAS<br>BIOLÓGICAS..... | 61         |
| 4.2 RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS DOS PULMÕES SUÍNOS <i>EX VIVOS</i> .....       | 61         |
| 4.3 DISCUSSÕES.....  | 78         |
| <b>5 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS.....</b>                                | <b>80</b>  |
| 5.1 TRABALHOS FUTUROS.....   | 81         |
| <b>6 REFERÊNCIAS.....</b>  | <b>82</b>  |
| <b>7 APÊNDICE.....</b>   | <b>112</b> |

## 1 INTRODUÇÃO

A tomografia de impedância elétrica (EIT) é uma técnica que permite a visualização das características eletromagnéticas passivas presentes em tecidos biológicos, órgãos humanos ou animais. Essa técnica tem a capacidade de representar propriedades como a condutividade elétrica ( $\sigma$ ) ou a impedância elétrica (BAYFORD, 2006), de forma visual, através de imagens.

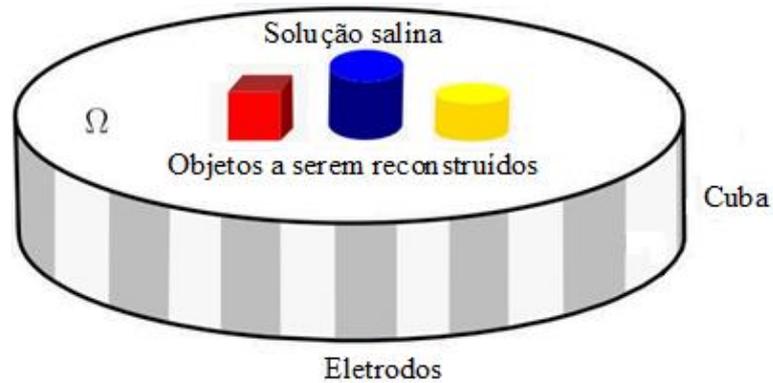
A detecção das variações nas condutividades e permissividades associadas a condições patológicas nos pulmões pode ser realizada por meio de uma combinação de *hardware*, *firmware* e algoritmos. Quando um tecido é submetido a uma corrente alternada de baixa amplitude em uma faixa de frequência elevada, isso resulta na geração de um potencial elétrico no volume condutor. A injeção da corrente ocorre entre eletrodos adjacentes, enquanto a medição da tensão é realizada por outros dois eletrodos, que podem ou não ser adjacentes entre si.

Existem diversas maneiras pelas quais os padrões de injeção de corrente e medição de tensão podem ser configurados, incluindo abordagens adjacentes, diametrais, transversais, trigonométricas, senoidais e triangulares.

No padrão adjacente, a diferença de potencial é avaliada entre eletrodos vizinhos. Nesse modo, é possível escolher a aplicação da corrente elétrica em "saltos" de um ou dois eletrodos, a fim de mitigar ruídos no sistema de medição. Uma corrente alternada é inserida entre os eletrodos 1 e 2, e a varredura de medição dos potenciais resultantes é conduzida entre os eletrodos 3 e 4, depois entre 4 e 5, e assim sucessivamente. Na medição diametral, a corrente é introduzida em dois eletrodos diametralmente opostos, e a diferença de potencial é medida nos eletrodos restantes, que também estão opostos diametralmente. A sequência de medição segue a ordem da circunferência da configuração. Também é viável realizar a medição dos sinais de potencial elétrico nos eletrodos usados para a injeção da corrente elétrica, dependendo da preferência do usuário do sistema EIT. No caso do padrão trigonométrico, a diferença de potencial é medida por meio de uma expressão matemática que envolve um ângulo previamente estabelecido entre os eletrodos.

A Figura 1.1 mostra uma ilustração de cuba que foi implementada em acrílico contendo eletrodos de aço inoxidável dispostos de maneira diametral e preenchida com uma solução salina. Os objetos no interior da cuba ilustram o que na prática pode ser formado por órgãos, tecidos ou ossos. O propósito é medir as propriedades desses objetos e visualizá-los por meio do imageamento tomográfico da cuba. Um eletrodo de referência deve ser conectado a um ponto central para assegurar que todas as medições entre os diferentes pares de eletrodos estejam referenciadas ao mesmo potencial elétrico.

Figura 1.1 – Representação da cuba com eletrodos e objetos para medição de potencial.



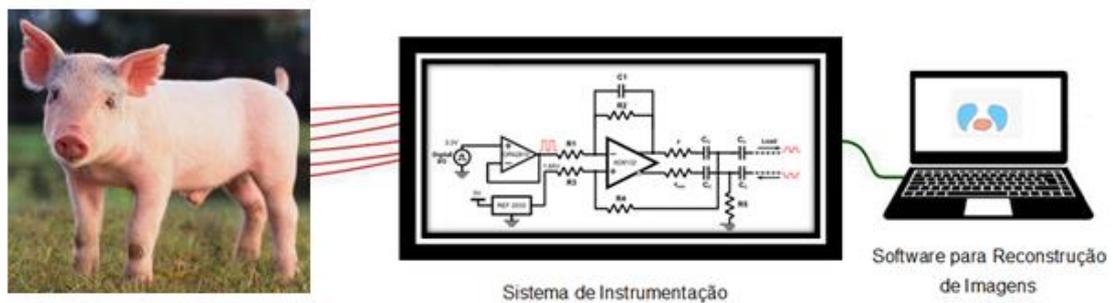
Fonte: A AUTORA (2024).

A EIT se destaca entre as técnicas de imageamento tomográfico devido à sua ausência de radiações ionizantes, o que a torna segura para pacientes. Essa característica a torna adequada para aplicações como o tratamento de neoplasias e a ventilação mecânica em leitos de UTI, por meio do uso de uma cinta de eletrodos fixada ao corpo do paciente. Contudo, a obtenção da distribuição de condutividades ou permissividades em um órgão apresenta um desafio inverso, conhecido como problema inverso, que pode ser mal colocado ou mal condicionado. Em sistemas MfEIT, a otimização e teste de algoritmos são essenciais para solucionar esse problema de maneira satisfatória, sem comprometer informações cruciais nas imagens resultantes.

Na Figura 1.2, são exibidos os eletrodos fixados no peito de um paciente animal. Os dados coletados da diferença de potencial (d.d.p.) gerada entre um conjunto

específico de eletrodos são enviados para um computador, onde um algoritmo de reconstrução de imagens mostra as características do órgão na tela do computador.

Figura 1.2 – MfEIT para geração de imagens em animais.



Fonte: A AUTORA (2024).

Realizando um ciclo completo de varredura ao redor do tórax, é possível gerar uma imagem do órgão. Esse ciclo permite mapear a variação da impedância ( $\Delta Z$ ), permissividade ( $\Delta \epsilon$ ) ou condutividade ( $\Delta \sigma$ ) no órgão analisado. Um sistema de EIT convencional é constituído por componentes como uma fonte de corrente, responsável por injetar padrões de corrente senoidais nos eletrodos, uma unidade de aquisição de dados para coletar as medições da diferença de potencial (d.d.p.) entre os eletrodos, um conversor analógico-digital (ADC), amplificadores diversos, circuitos de chaveamento, filtros e eletrodos. Uma forma de onda é criada por um oscilador, que modula uma fonte variável em frequência e amplitude, com uma saída de alta impedância.

Na maioria dos sistemas EIT, o sinal de excitação é uma corrente alternada, que é multiplexada para os eletrodos dispostos ao redor do órgão. Os eletrodos de medição são conectados à um amplificador de instrumentação, cuja saída amplificada é demodulada e convertida em valores digitais para processamento e reconstrução de imagens (ROCHA, 2019, p. 23). No método de acionamento por padrão adjacente, a corrente elétrica é aplicada em dois eletrodos adjacentes, ou seja, em eletrodos

vizinhos. Entretanto, certos sistemas EIT injetam potenciais elétricos alternados e, em seguida, medem as correntes elétricas resultantes, ao invés de fazerem o oposto.

Com respeito ao número de eletrodos, listam-se as tecnologias desenvolvidas cronologicamente na Tabela 1.1.

As diversas aplicações clínicas são viabilizadas pela presença de características distintas entre tecidos saudáveis e tecidos afetados por patologias, como tecidos tumorais. Os tecidos tumorais exibem uma maior condutividade quando comparados aos tecidos normais. Isso se deve ao maior conteúdo de água e concentração de sódio nas células tumorais em comparação com as células normais, resultando em propriedades eletroquímicas diferenciadas em suas membranas celulares. Os tecidos biológicos apresentam discrepâncias nos valores de condutividade, permissividade e permeabilidade em radiofrequência.

A visualização da atividade pulmonar por meio da EIT é viável devido às distinções observadas nas características elétricas dos pulmões. Um pulmão vazio, por exemplo, exibe uma resistência elétrica duas vezes maior do que um pulmão inflado. Anomalias nos tecidos também alteram a região onde estão presentes, levando a uma redução na impedância em casos de tumores e a um aumento na resistência em situações como pneumotórax, que é a presença de ar entre o pulmão e a pleura (YOJO, 2008).

As imagens produzidas por sistemas EIT podem ser classificadas em monofrequenciais (MnEIT) e multifrequenciais (MfEIT). Na abordagem MnEIT, é utilizada uma única frequência para a reconstrução de imagens que representam a distribuição das propriedades passivas no interior do órgão em análise.

Na técnica MfEIT, a corrente elétrica é injetada no objeto e a diferença de potencial é medida em várias frequências senoidais, resultando em um Diagrama de Bode, que permite a análise do espectro de frequências característico do tecido biológico.

E na Tabela 1.2, o quadro indica uma relação da literatura e algumas aplicações médicas relacionadas.

Tabela 1.1 – *Hardwares* de EIT.

| <b>Sistema EIT</b>  | <b>Número de Eletrodos</b> | <b>Referência</b>  |
|---|----------------------------|--|
| Câmara de Impedância  | 144                        | Henderson e Webster (1987)   |
| Sheffield Mark 1  | 16                         | Brown <i>et al.</i> (1987)   |
| Sheffield Mark 2  | 16                         | Smith <i>et al.</i> (1995)   |
| Sheffield Mark 3  | 16                         | Brown <i>et al.</i> (1994)   |
| Sheffield Mk 3.5  | 8                          | Wilson (2001)  |
| OXBACT II   | 16                         | Lidgey <i>et al.</i> (1992)  |
| OXBACT III  | 32                         | Zhu <i>et al.</i> (1994); McLeod (1996)  |
| OXBACT-5  | 64                         | Yue e McLeod (2008)  |
| UCLH Mark 1b  | 64                         | Yerworth <i>et al.</i> (2002)  |
| ACT3  | 32                         | Edic <i>et al.</i> (1995); Cook (1994); Newell <i>et al.</i> (1988); Gisser <i>et al.</i> (1991) |
| ACT 4   | Mais de 72                 | Liu <i>et al.</i> (2005)   |
| Dartmouth system  | 32                         | Hartov <i>et al.</i> (2000)  |
| EIT-4 sys   | 16                         | Casas <i>et al.</i> (1996)   |
| KHU Mark 1  | 64                         | Oh <i>et al.</i> (2007)  |
| KHU Mark 2.5  | 16, 32 ou 64               | McEwan <i>et al.</i> (2006)  |
| IMPETOM   | 16                         | Santos <i>et al.</i> (2011)  |
| Timpel <i>Enlight</i> 1800 e <i>Enlight</i> 2100            | 32                         | Lima <i>et al.</i> (2007)  |
| PulmoVista 500  | 32                         | Dräger (2024)  |
| Sistema EIT sem fio, portátil e de baixo custo              | 16                         | Singh <i>et al.</i> (2019)   |
| Dispositivo portátil para detecção de tumor de mama precoce | 16                         | Hankare e Cheeran (2020)   |
| Sistema EIT Miniaturizado de 1 MHz                          | 32                         | Rao <i>et al.</i> (2020)   |
| Tecnologia EIT baseada em MEMS                              | 32                         | Khosla (2014)  |
| Sistema para imageamento pulmonar                           | 32                         | Richardson <i>et al.</i> (2022)  |
| ACT 5   | 32                         | Shishvan <i>et al.</i> (2024)  |
| <i>MfEIT UDESC Mark I</i>                                   | 32                         | Wolff <i>et al.</i> (2024)   |

Fonte: A AUTORA (2024).

Tabela 1.2 – Aplicações da EIT para diagnósticos médicos.

| Aplicações Médicas  | Referências  |
|---|--|
| Função pulmonar   | Henderson e Webster (1978); Hahn (1995); Adler <i>et al.</i> (1997); Frerichs <i>et al.</i> (2000); Teschner e Imhoff (2011); Adler <i>et al.</i> (2012); Rosa <i>et al.</i> (2015); Mellenthin <i>et al.</i> (2019); Kobylanski <i>et al.</i> (2016); Wals e Kobylanski (2016); Wu <i>et al.</i> (2018); Putensen <i>et al.</i> (2019); Martins <i>et al.</i> (2019); Stowe <i>et al.</i> (2019); Tomicic <i>et al.</i> (2019); Grychtol <i>et al.</i> (2019); Sang <i>et al.</i> (2020); Sacks <i>et al.</i> (2021); Ko e Cheng (2021); Zhao <i>et al.</i> (2021); Slobod <i>et al.</i> (2022); Brabant <i>et al.</i> (2022); Liu <i>et al.</i> (2022); Brito <i>et al.</i> (2022) |
| Tumores de próstata   | Borsic <i>et al.</i> (2009); Wan <i>et al.</i> (2010); Wan <i>et al.</i> (2013); Murphy <i>et al.</i> (2018); Rao <i>et al.</i> (2019); Rao <i>et al.</i> (2020)   |
| Câncer de mama  | Cherepenin <i>et al.</i> (2001); Cherepenin (2002); Zou e Guo (2003); Hong <i>et al.</i> (2015); Halter <i>et al.</i> (2015); Abdulla <i>et al.</i> (2018); Zuluaga-Gomez <i>et al.</i> (2019); Chen <i>et al.</i> (2019); Rao <i>et al.</i> (2019); Xu <i>et al.</i> (2021); Rezanejad <i>et al.</i> (2022)   |
| EIT para Radiologia   | Tan e Rosa (2021)  |
| Anomalias cerebrais   | Holder (1992); Abboud <i>et al.</i> (1995); Dowrick <i>et al.</i> (2015); Braun <i>et al.</i> (2018); Goren <i>et al.</i> (2018); McDermott <i>et al.</i> (2019); Jang <i>et al.</i> (2020); Goren (2020); Cao <i>et al.</i> (2020); Paldanius <i>et al.</i> (2021); Shi <i>et al.</i> (2021); Mirhoseini <i>et al.</i> (2021); Holder (2021); Toivanen <i>et al.</i> (2021); Shi <i>et al.</i> (2022); Beraldo e Moura (2022); Ke <i>et al.</i> (2022)  |
| Tumores de pele   | Barber e Brown (1984); Aberg <i>et al.</i> (2004); Hartinger <i>et al.</i> (2012); Braun <i>et al.</i> (2017)  |
| Avaliação da função gástrica  | Mangnall <i>et al.</i> (1991); Trokhanova <i>et al.</i> (2013); Li <i>et al.</i> (2019); Park <i>et al.</i> (2019); Wicaksono <i>et al.</i> (2021); Wicaksono <i>et al.</i> (2022); Darma <i>et al.</i> (2022); Lou <i>et al.</i> (2022)   |
| Tumores bucais  | Sun <i>et al.</i> (2010); Murdoch <i>et al.</i> (2014); Richter <i>et al.</i> (2015); Brazey <i>et al.</i> (2022)  |
| Monitoramento da função cardíaca                                    | Vonk-Noordegraaf <i>et al.</i> (1997); Vonk-Noordegraaf <i>et al.</i> (2000); Deibele <i>et al.</i> (2008); Maisch <i>et al.</i> (2011); Arshad <i>et al.</i> (2020); Nguyen <i>et al.</i> (2020); Raisis <i>et al.</i> (2021); Krukewitt <i>et al.</i> (2021); Zhang <i>et al.</i> (2022); Cheng <i>et al.</i> (2022)   |
| Câncer de colo de útero   | Barrow e Wu (2007); Trokhanova <i>et al.</i> (2010); Trokhanova <i>et al.</i> (2013); Osub <i>et al.</i> (2021)  |
| Localização de focos epilépticos                                    | Holder (2004)  |
| Imagens da atividade cerebral                                       | Tidswell <i>et al.</i> (2001); Romsauerova (2006); Carpenter (2013); Aristovich <i>et al.</i> (2016); Shi <i>et al.</i> (2018); Ravagli <i>et al.</i> (2020)   |
| Alterações do pH durante a eletrólise                               | Meier e Rubinsky (2015)  |
| Avaliação da função respiratória na fibrose cística                 | Zhao <i>et al.</i> (2012); Zhao <i>et al.</i> (2013); Krueger-Ziolek <i>et al.</i> (2016); Lehmann <i>et al.</i> (2016); Folino <i>et al.</i> (2020)   |
| Alterações na tireoide  | Ahmed <i>et al.</i> (2016)   |
| Medição do fluxo respiratório em crianças com asma                  | Ngo <i>et al.</i> (2018)   |
| Monitoramento críocirúrgico   | Otten e Rubinsky (2000)  |
| Detecção do teor de gordura do fígado                               | Luo <i>et al.</i> (2018)   |
| Sistemas vestíveis para monitoramento de função pulmonar e cardíaca | Kim <i>et al.</i> (2017); Wu <i>et al.</i> (2018)  |
| Medição e imageamento em neonatais                                  | Gibson <i>et al.</i> (2000); Brown <i>et al.</i> (2002); Frerichs <i>et al.</i> (2003); Tidswell (2006); Smallwood <i>et al.</i> (1999); Rahal <i>et al.</i> (2009); Sadleir <i>et al.</i> (2009); Zifan <i>et al.</i> (2009); Chatziioannidis <i>et al.</i> (2011); Khor <i>et al.</i> (2014); Zifan <i>et al.</i> (2014); Sophocleous <i>et al.</i> (2008); Khodadad <i>et al.</i> (2018); Tingay <i>et al.</i> (2019); Wu <i>et al.</i> (2019); Masner <i>et al.</i> (2019); Rahtu <i>et al.</i> (2019); Braun <i>et al.</i> (2019); Seifnaraghi <i>et al.</i> (2021); Vahabi <i>et al.</i> (2021)  |
| Ferramentas para assistência na SARS-CoV-2                          | Santini <i>et al.</i> (2019); Vincent <i>et al.</i> (2020); Fu <i>et al.</i> (2020); Mauri <i>et al.</i> (2020); Tomasino <i>et al.</i> (2020); Perier <i>et al.</i> (2020); Zhao <i>et al.</i> (2020); Van Der Zee <i>et al.</i> (2020); Carvalho <i>et al.</i> (2020); Perier <i>et al.</i> (2021); Shono <i>et al.</i> (2021); Gibot <i>et al.</i> (2021); Morais <i>et al.</i> (2021); Yang <i>et al.</i> (2021); Somhorst <i>et al.</i> (2022); Heines <i>et al.</i> (2022); Foronda <i>et al.</i> (2022); Tahal <i>et al.</i> (2022)   |

Fonte: A AUTORA (2024).

Apesar dos avanços e inovações ao longo de mais de quatro décadas na otimização das técnicas de resolução de problemas inversos em sistemas EIT, as imagens resultantes da MfEIT continuam a exibir uma resolução limitada.

Em MfEIT há dois problemas matemáticos a serem resolvidos: o problema direto (XU *et al.*, 2005), (WOO *et al.*, 1994), (BAGSHAW *et al.*, 2003), (PURSIAINEN e HAKULA, 2006) e o problema inverso (ASTER e BORCHER, 2013), (HANSEN, 1998), (JIN e MAASS, 2010), (WOO, 1990).

O desafio inverso na MfEIT é caracterizado por sua natureza não linear, considerado um problema mal posto e mal condicionado, tornando-se altamente sensível a erros de modelagem e interferências de medição.

Na busca por soluções para o problema direto, muitos estudos recorrem a abordagens baseadas em elementos finitos (BAGSHAW *et al.*, 2003), (MURAI e KAGAWA, 1985), (HUA *et al.*, 1992).

Conseqüentemente, uma variedade de métodos tem sido proposta e aplicada para solucionar o problema direto e o inverso em sistemas EIT, conforme se mostra na relação indicada na tabela 1.3, indicando a literatura que propõe o uso dos métodos numéricos mencionados à reconstrução para análise das imagens de EIT.

A seguir, são apresentadas a motivação e a problemática da pesquisa, destacando as questões centrais e a importância deste estudo para o avanço da pesquisa na área.

Tabela 1.3 – Softwares utilizados em sistemas EIT.

| Métodos Numéricos   | Referências   |
|---|---|
| Método de <i>Backprojection</i> , <i>Backprojection</i> generalizado, <i>Node Backprojection</i> ; <i>Backprojection</i> filtrado | Barber e Brown (1987); Guardo <i>et al.</i> (1991); Barber <i>et al.</i> (1992); Kotre (1994); Bayford <i>et al.</i> (1995); Ider <i>et al.</i> (1995); Frangi <i>et al.</i> (2002); Barber (2005); Wanjun <i>et al.</i> (2006); Nan <i>et al.</i> (2006); Zhang <i>et al.</i> (2007); Romano <i>et al.</i> (2008); Zhu <i>et al.</i> (2008); Dunaeva <i>et al.</i> (2009); Wang <i>et al.</i> (2010); Wang <i>et al.</i> (2011); Wang <i>et al.</i> (2012); Gonçalves <i>et al.</i> (2014); Wang <i>et al.</i> (2015)  |
| Método dos elementos finitos  | Woo (1990); Hua <i>et al.</i> (1992); Woo <i>et al.</i> (1994); Jain <i>et al.</i> (1997); Mengxing <i>et al.</i> (1998); Vauhkonen <i>et al.</i> (1999); Bagshaw <i>et al.</i> (2003); Xu <i>et al.</i> (2005); Pursiainen e Hakula (2006); Wang <i>et al.</i> (2009); Bahrani <i>et al.</i> (2012); Filipowicz e Rymarczyk (2012); Sarode <i>et al.</i> (2012); Grychtol <i>et al.</i> (2013); Hakula <i>et al.</i> (2014); Gehre <i>et al.</i> (2014); Zhang <i>et al.</i> (2014); Hyvonen e Leinonen (2015); Soni <i>et al.</i> (2005); Jin <i>et al.</i> (2017); Li <i>et al.</i> (2019); Liu <i>et al.</i> (2019); Sophocleous <i>et al.</i> (2020) |
| Método de Regularização de Tikhonov   | Cohen-Bacrie <i>et al.</i> (1997); Vauhkonen <i>et al.</i> (1998); Polydorides e McCann (2002); Lukaschewitsch <i>et al.</i> (2003); Hu <i>et al.</i> (2007); Fan e Wang (2010); Jin e Maass (2012); Jin <i>et al.</i> (2012); Gehre <i>et al.</i> (2012); Liu <i>et al.</i> (2013); Chen <i>et al.</i> (2013); Lu <i>et al.</i> (2014); Song <i>et al.</i> (2015); Xu <i>et al.</i> (2016); Fan <i>et al.</i> (2016); Han <i>et al.</i> (2017); Dusek <i>et al.</i> (2017); Xu <i>et al.</i> (2018); Sun <i>et al.</i> (2019); Shi <i>et al.</i> (2019); Zhang <i>et al.</i> (2019); Wang <i>et al.</i> (2022); Wang e Liu (2023)                        |
| Métodos variacionais clássicos  | Kohn e McKenney (1987); Berryman e Kohn (1990); Knowles (1998)  |
| Método de regularização de variação total ( <i>Total Variation</i> )  | Baidillah e Kawashima (2019); Chung <i>et al.</i> (2005); Li <i>et al.</i> (2020); Alruwaili e Li (2022); Zong <i>et al.</i> (2022)   |
| Método de Gauss-Newton, Gauss-Newton regularizado e Método de Gauss-Newton relaxado   | Bakushinskii (1992); Polydorides <i>et al.</i> (2002); Brandstätter <i>et al.</i> (2003); Islam e Kiber (2014); Ahmad <i>et al.</i> (2019); Hikmah e Rubiyanto (2019); Li <i>et al.</i> (2019); Jauhainen <i>et al.</i> (2020); Rosa e Yang (2020); Hafsa <i>et al.</i> (2021)  |
| Método de Newton-Raphson  | Yorkey <i>et al.</i> (1987); Grootveld <i>et al.</i> (1998); Rao <i>et al.</i> (1999); Li <i>et al.</i> (2005); Tan e Rossa (2020); Satwika <i>et al.</i> (2021); Huska <i>et al.</i> (2021)  |
| GREIT ( <i>Graz Consensus Reconstruction Algorithm for EIT</i> )  | Adler (2009); Zheng <i>et al.</i> (2019)  |
| <i>Integrated design engineering analysis software</i> (IDEAS)  | Bayford <i>et al.</i> (2001)  |
| Método D-Bar  | Alsaker (2016); Deangelo e Mueller (2010); Mueller <i>et al.</i> (2002); Isaacson <i>et al.</i> (2006); Hamilton <i>et al.</i> (2016); Hamilton <i>et al.</i> (2014); Isaacson <i>et al.</i> (2021)   |
| Redes neurais, <i>Machine learning</i> e <i>Deep learning</i>   | Wang <i>et al.</i> (2009); Hrabuska <i>et al.</i> (2018); Hamilton e Hauptmann (2018); Huang <i>et al.</i> (2019); Li <i>et al.</i> (2019); Park <i>et al.</i> (2019); Gomes <i>et al.</i> (2020); Obmann <i>et al.</i> (2020); Konki <i>et al.</i> (2020); Agnelli <i>et al.</i> (2020); Li <i>et al.</i> (2020); McDermott <i>et al.</i> (2020); Park <i>et al.</i> (2021); Wu <i>et al.</i> (2021); Ren <i>et al.</i> (2021); Wang <i>et al.</i> (2022)  |
| Algoritmos genéticos  | Cheng <i>et al.</i> (1996); Olmi <i>et al.</i> (2000); Guliashki (2008); Feitosa <i>et al.</i> (2014); Zhou (2019); Zhang <i>et al.</i> (2020); Hafsa <i>et al.</i> (2021)  |
| <i>EIT-Mesher</i>   | Dowrick <i>et al.</i> (2020); Campbell (2020)   |
| <i>Electrical Impedance and Diffuse Optical Reconstruction</i> (EIDORS)   | Vauhkonen <i>et al.</i> (2001); Polydorides e Lionheart (2002); Adler e Lionheart (2005); Adler e Lionheart (2006); Adler e Lionheart (2012); Bera e Nagarajao (2012); Sarode <i>et al.</i> (2012); Adler (2019); Naik <i>et al.</i> (2021); Zhu <i>et al.</i> (2021); Atmiasri (2022)  |
| Método de regularização <i>NOSE</i> R   | Saulier <i>et al.</i> (2001); Kao <i>et al.</i> (2006)  |
| <i>Complex Geometrical Optics</i> (CGO) 3D  | Hamilton <i>et al.</i> (2022)   |
| Algoritmo híbrido baseado em regularização de aprendizado profundo e esparsidade de grupo   | Chen <i>et al.</i> (2021)   |
| Método de Regularização Total   | Liu <i>et al.</i> (2013); Murphy <i>et al.</i> (2017); Gong <i>et al.</i> (2018)  |
| Reconstrução de imagem bayseana utilizando Laplace <i>Prior</i> ponderado   | Silva <i>et a.</i> (2014); Feitosa (2015); Silva <i>et a.</i> (2019)  |
| Enxame de Partículas  | Wu <i>et al.</i> (2022)   |

Fonte: A AUTORA (2024).

## 1.1 MOTIVAÇÃO

Até o momento, a pesquisa e a aplicação clínica da EIT na medicina veterinária estão em estágio inicial, com uma quantidade limitada de literatura específica, pois, ela iniciou no exterior, há cerca de 10 anos (MOESING e MOENS, 2021) e já foi aplicada em cavalos (RAISIS *et al*, 2021) e em outros animais (BRABANT *et al*, 2022), como mostra a Tabela 2.1. Contudo, no Brasil ainda não foi aplicada nem testada em medicina veterinária. A proposta da tese é, a título de prova de conceito, aplicar a MfEIT em pulmões *ex vivo* de suínos a fim de demonstrar a visualização da diferença de condutividades em pulmões saudáveis e com pneumonia.

A técnica de MfEIT demonstra grande potencial na medicina veterinária como ferramenta de monitoramento respiratório, não invasiva, não ionizante, segura, que pode ser empregada tanto no local onde o animal se encontra, seja no estábulo, no campo ou na clínica veterinária. O equipamento é portátil, de baixo custo, e as imagens demoram em média 5 minutos para serem reconstruídas, mas esse tempo pode ser aprimorado. Sugere-se aprimorar o equipamento confeccionando uma cinta de neoprene com 32 eletrodos de zinco, incluindo o eletrodo de terra para aplicação em animais vivos após a conclusão dessa tese.

Nesse estágio inicial, a avaliação de doenças pulmonares em suínos tem um grande impacto econômico na indústria agrícola, e nos motiva a estudar essa área. Doenças como pneumonia, derrame pleural, hemorragia pulmonar, além de outras doenças pulmonares comuns em suínos são de interesse veterinário. O derrame pleural e a hemorragia pulmonar não são a mesma coisa, embora ambas estejam relacionadas ao sistema respiratório e possam ter sintomas semelhantes.

O derrame pleural é uma condição na qual há acúmulo anormal de líquido na cavidade pleural, que é o espaço entre as membranas que envolvem os pulmões. Esse acúmulo de líquido pode ser causado por várias condições, como infecções, insuficiência cardíaca, câncer ou inflamação. Os sintomas típicos incluem falta de ar, dor no peito e tosse. Já a hemorragia pulmonar ocorre quando há sangramento nos pulmões. Isso pode ocorrer devido a lesões traumáticas, infecções, doenças

pulmonares, problemas vasculares ou outras condições médicas. Os sintomas incluem tosse com sangue, dificuldade respiratória, dor no peito e fraqueza.

Embora ambas as condições possam causar sintomas respiratórios semelhantes, elas têm causas e tratamentos distintos. É importante buscar orientação do médico veterinário adequada para um diagnóstico preciso e um plano de tratamento para os animais.

A tosse em porcos pode ser causada por uma variedade de razões, incluindo infecções respiratórias, irritações pulmonares, alergias, presença de corpos estranhos nas vias respiratórias, entre outros fatores. Assim como em humanos e outros mamíferos, a tosse em porcos é um reflexo de defesa do corpo para limpar as vias aéreas de irritantes ou patógenos.

Se um porco está tossindo de forma persistente ou apresentando outros sinais de doença respiratória, é importante consultar um veterinário para avaliação e tratamento adequados. Infecções respiratórias em porcos, por exemplo, podem ser causadas por vírus, bactérias ou outros agentes patogênicos e podem requerer intervenção veterinária para controlar a doença e prevenir complicações.

A EIT é a tecnologia mais promissora em tomografia com imagens de baixa resolução espacial que pode atender a esses requisitos, por ser de baixo custo, em tempo real e pode ser levada até o local no qual o animal está confinado.

A opção de medição da frequência cardíaca, além do sinal de ventilação, aprimoraria ainda mais a utilidade clínica da EIT em aplicações veterinárias e sugere-se como trabalhos futuros.

Os suínos constituem a espécie mais comumente utilizada em estudos translacionais na pesquisa de EIT, pois eles possuem uma circunferência torácica semelhante à dos humanos para acoplar cintos de eletrodos (em comparação com coelhos e roedores), sua anatomia topográfica é relativamente semelhante à dos humanos. Até o momento desta redação, mais de 177 artigos foram publicados sobre EIT em diferentes modelos de porcos ao usar a busca no PubMed com os seguintes termos “tomografia de impedância elétrica” E “electrical impedance tomography” E “porco” OU “suíno” E “pigs” OU “swines”.

## 1.2 IDENTIFICAÇÃO DO PROBLEMA

A EIT tem sido aplicada por várias décadas em humanos, explorando diversos aspectos experimentais para caracterização de tecidos biológicos diversos. Durante esse processo, diferentes aspectos de geometrias, materiais distintos e variação no tamanho dos eletrodos foram testados para aprimorar as medições e obter imagens mais acuradas. O desenvolvimento de sistemas híbridos, como a combinação de tomografia de indução magnética (MIT) com EIT e ressonância magnética com EIT, foram realizados e protocolos seguros para aplicações clínicas em humanos foram propostos para fins diagnósticos. Apesar dos avanços obtidos em resultados experimentais e clínicos na Europa e no Continente Asiático, a busca por instrumentação eletrônica portátil e segura, juntamente com imagens ainda mais precisas, permanece como uma área de investigação relevante na MfEIT. Por esse motivo propusemos a aplicação em medicina veterinária. Os custos significativos associados a exames, tais como, ressonância magnética (RM), tomografia computadorizada (TC) e ultrassom (US) em animais e a demora do diagnóstico do exame possibilitam o uso do sistema MfEIT por fornecer resultados rápidos e precisos. Em diversas ocasiões, devido à condição frágil do animal, é inviável transferi-lo para as salas de exames de RM, TC, Raios-X ou US. Por vezes ele deve ser examinado *in loco*, principalmente se estiver em varas de porcos para não transmitir a doença aos outros animais.

A técnica de EIT se baseia na estimulação elétrica e na coleta de medições na superfície corporal, permitindo a geração de imagens das propriedades elétricas dos tecidos internos. Embora ofereça a vantagem de ser não invasiva e proporcionar alta resolução temporal, a EIT enfrenta desafios como a limitada resolução espacial, a suscetibilidade aos movimentos dos eletrodos no corpo e a potencial perda de qualidade no contato entre eletrodo e tecido biológico.

Mesmo após pesar essas limitações, identificou-se que a MfEIT pode ser usada para obter resultados úteis, semelhantes aos de uma RM ou TC, por se tratar de um dispositivo portátil, sem emissão de radiações ionizantes, com menor custo e a beira

do leito. A não emissão de radiações ionizantes oferece segurança ao paciente e aos médicos e enfermeiros, pois, ela pode ser utilizada no tratamento de atelectasia, pneumonia, embolia ou hiperdistensão pulmonares, bolhas de enfisema e derrame pleural.

A varredura torácica por meio da MfEIT permite avaliar a ventilação pulmonar regional e as alterações da aeração por avaliação repetitiva frequente das mudanças das propriedades elétricas passivas no tecido pulmonar. Contudo, alguns efeitos podem alterar essa medição e, conseqüentemente, a avaliação médica ou veterinária. Esses efeitos são decorrentes da falta de compatibilidade eletromagnética proveniente no ambiente hospitalar, a alteração das magnitudes dos campos elétrico e magnético, a taxa sinal-ruído (SNR), e ainda, a impedância de contato da cinta de eletrodos com o tórax.

A instrumentação eletrônica do protótipo deve prever esses efeitos adversos de forma a evitar as perturbações e melhorar o desempenho do *hardware*.

A avaliação do uso do MfEIT com *softwares* que auxiliem a identificação de casos nos quais a ventilação mecânica pode ser otimizada, ainda é um desafio para a comunidade acadêmica e serve de direção para o presente trabalho.

### 1.3 OBJETIVO GERAL

O propósito deste estudo é testar e caracterizar um sistema MfEIT de 32 canais, projetado especificamente para a reconstrução de imagens em medicina veterinária. O objetivo é analisar e distinguir pulmões saudáveis de pulmões com patologias em suínos.

### 1.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- (i) Caracterizar e avaliar o desempenho do *hardware* MfEIT;

- (ii) Testar o *firmware* desenvolvido em plataforma Matlab para o sistema, que (a) gere o sinal de excitação de corrente, (b) realize aquisição das diferenças de potencial em cada par de eletrodos da cuba, usando o protocolo adjacente, (c) processe os dados obtidos pelo protótipo e (d) os envie para um computador *host* para realizar a reconstrução de imagens;
- (iii) Desenvolver fantasmas de diferentes materiais, formas e condutividades para testes no MfEIT de 32 eletrodos;
- (iv) Realizar testes em bancada, utilizando fantasmas, com gelatina e vazios, para caracterização do sistema MfEIT, bem como, testes com legumes e frutas;
- (v) Modificar os algoritmos de código aberto GREIT, *One-Step Gauss-Newton* (OSGN) e *Total Variation* (TV) em EIDORS para o tomógrafo “*MfEIT UDESC Mark I*”;
- (vi) Testar a reconstrução de imagens da distribuição de condutividades utilizando o *software* bidimensional GREIT em fantasmas, amostras orgânicas e nos pulmões *ex vivo* de suínos saudáveis e com patologias, variando ganho e parâmetros de reconstrução de cada código;
- (vii) Comparar o algoritmo GREIT com os *softwares* OSGN e TV para analisar a diferença nas condutividades dos pulmões e coração em amostras e em suínos.

## 1.5 CONTRIBUIÇÕES PARA O TEMA

O sistema *MfEIT UDESC Mark I* oferece aos médicos veterinários imagens não invasivas da função pulmonar em tempo real. Este dispositivo fornece dados cruciais sobre a disparidade na condutividade entre tecidos saudáveis e doentes, auxiliando os veterinários na rápida tomada de decisões personalizadas para animais com problemas

de pneumonia, independentemente do estágio da doença. O tomógrafo pode ser utilizado em clínicas veterinárias no estado de Santa Catarina em parceria com a universidade.

Como contribuições da presente tese para as pesquisas referentes ao tema na sociedade acadêmica, podemos atribuir:

- Desenvolvimento e impressão de fantasmas de pulmões e coração com características realísticas em impressora 3D usando TPU, PLA e ABS condutivo e gel de ECG condutivo;
- Adaptação e comparação das imagens reconstruídas usando os métodos numéricos *Graz Consensus Reconstruction Algorithm for EIT* (GREIT) modificado, *One-Step Gauss-Newton* (OSGN) modificado e *Total Variation* (TV) modificado desenvolvidos no EIDORS e compilados em MATLAB;
- Desenvolvimento de *hardware* compacto e completo de um sistema MfEIT de baixo custo, portátil, sem emissão de radiação ionizante, seguro, sem uso de contraste e sem interferência eletromagnética;
- Desenvolvimento do *firmware* para comutação de 32 canais;
- Uso do STM32F303ZE-NUCLEO 144 para geração de sinal, conversão analógica-digital, geração de referência e comunicação com a IHM;

Com isso, pretende-se ampliar as possibilidades de aplicações do MfEIT e contribuir para o avanço da ciência e tecnologia.

## 1.6 APRESENTAÇÃO DA TESE

O Capítulo 1 contém a introdução, a motivação, a identificação do problema, o objetivo geral, os objetivos específicos, as contribuições para o tema, a apresentação dos capítulos da tese, e as publicações.

O Capítulo 2 trata sobre o estado da arte dos sistemas EIT, dos algoritmos de imagem e das aplicações em medicina veterinária.

O Capítulo 3 aborda a metodologia do protótipo *MfEIT UDESC Mark I*, os circuitos elétricos do *hardware*, o *firmware*, e os algoritmos usados na reconstrução das imagens.

O Capítulo 4 mostra os resultados obtidos nessa pesquisa, a caracterização e validação do sistema MfEIT através da reconstrução de imagens com uso de três *softwares* em EIDORS, o GREIT, o OSGN e o TV.

No Capítulo 5 é mostrada a conclusão da pesquisa e a sugestão de trabalhos futuros.

## 1.7 PUBLICAÇÕES

Foram publicados 2 capítulos de livros internacionais (WOLFF; MARCONDES; SANTOS e BERTEMES-FILHO, 2022), (WOLFF; SANTOS e BERTEMES-FILHO, 2022), 1 artigo completo em periódico internacional (WOLFF; KINGESKI, SANTOS; CRISTANI; TRAVERSO e PATERNO, 2024), 7 trabalhos completo em anais de eventos (3 internacionais) (OTTO; BERTEMES-FILHO; WOLFF e DALVI, 2019), (DALVI; BERTEMES e WOLFF, 2019), (DALVI; BERTEMES-FILHO; WOLFF; CAVALIERI e OTTO, 2019), (WOLFF e BERTEMES-FILHO, 2020), (WOLFF; DALVI e BERTEMES-FILHO, 2020), (WOLFF; BERTEMES-FILHO; SIMINI e DALVI, 2020), (WOLFF; SANTOS e BERTEMES-FILHO; 2021).

OTTO, F.; BERTEMES-FILHO, P.; WOLFF, J. G. B.; DALVI, G. G. Avaliação de tecnologias em tomografia de impedância elétrica multifrequencial. In: XIISEB-IXSIIM-2019, Uberlândia, 2019.

DALVI, G.G.; BERTEMES-FILHO, P.; WOLFF, J. G. B. Análise do espectro de impedância do tecido muscular bovino usando o analisador AD5933 In: Congreso de Bioingeniería y Jornadas de Ingeniería Clínica, 2019, Piriápolis. Home page:

[<http://sabi2020.com/>].

DALVI, G. G.; BERTEMES-FILHO, P. WOLFF, J. G. B.; CAVALIERI, R. N.; OTTO, F.  
Detecção do Nível de Cálcio em Ossos: Revisão Sistemática In: XIISEB-IXSIIM-2019,  
2019, Uberlândia. XIISEBIXSIIM-2019. 2019. Home page:  
[<http://www.biomedica.eletrica.ufu.br/xiiseb2019/index.html>].

## 2 SISTEMAS DE TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

Este capítulo apresenta as definições e os conceitos empregados em EIT, suas aplicações na área veterinária, além de uma revisão sobre os sistemas desenvolvidos por diferentes grupos de pesquisadores em universidades e em centros de pesquisa.

### 2.1 ESTADO DA ARTE DA EIT EM MEDICINA VETERINÁRIA

Desde a década de 80, a EIT tem sido amplamente empregada como uma ferramenta auxiliar para avaliação de respiração em pacientes hospitalizados em UTIs, em roupas equipadas com sensores para neonatais em incubadoras com intuito de monitorar a respiração. Recentemente, ela foi utilizada no exterior em medicina veterinária. Há 36 artigos e 1 capítulo de livro publicados até o presente momento, porém, nenhuma aplicação foi atribuída ao Brasil.

A maioria das pesquisas em animais utilizou o tomógrafo BB2/BBVet (Sentec, Landquart, Suíça), e o Pioneer (Sentec, Landquart, Suíça), ambos contendo 32 eletrodos (BRABANT *et al*, 2022). O uso de outros equipamentos em veterinária também foi descrito na literatura, Enlight 2100 (Timpel, Eindhoven, Holanda) de 32 eletrodos, GOE-MF II (Carefusion, Höchberg, Alemanha), de 16 eletrodos, PulmoVista® 500 (Dräger Medical, Lübeck, Alemanha), de 16 eletrodos, o Sigma tomo II (École Polytechnique, Montréal, Canadá), de 16 eletrodos e o Enlight 1800 (Timpel/Dixtal, Eindhoven, Holanda), de 8 eletrodos (BRABANT *et al*, 2022).

Em 2009, Fagerberg *et al*, realizaram um estudo para avaliar a perfusão pulmonar em uma ampla faixa de débito cardíaco em porcos anestesiados, ventilados mecanicamente, usando EIT para visualização em tempo real. A cinta continha 16 eletrodos, dispostos ao nível médio do tórax para gerar imagens das mudanças sistólicas pulsadas na impedância, sincronizadas com o pulso (FAGERBERG *et al*, 2009). Schramel *et al*, em 2012, realizou um trabalho em pôneis *Shetland* grávidas usando EIT para monitorar a respiração nesses animais. O processo de ventilação muda durante a gravidez e volta ao normal logo após o parto. Foram realizadas

medições repetidas de EIT em animais conscientes, em pé, para visualizar as imagens torácicas na respiração (SCHRAMEL *et al*, 2012).

Ferrario *et al* (2012) utilizaram imagens de TC para elaborar um algoritmo para detecção automática das regiões do pulmão e coração, em uma série temporal de imagens EIT. O algoritmo foi validado em um conjunto de dados de EIT e TC dos órgãos de suínos, demonstrando que ela pode ser utilizada na reconstrução de mudanças relevantes de impedância em suas localizações anatômicas, informando-se apenas a geometria da fronteira torácica e as posições dos eletrodos (FERRARIO *et al*, 2012).

Um sistema EIT digital, portátil, com oito eletrodos, foi avaliado em 2014, por Ayati *et al.*, para detectar hematomas, utilizando fantomas e modelos ovinos. Foram detectadas alterações na condutividade dos fantomas, com anomalias inseridas no centro e próximo à borda da cuba. No modelo de ovelhas, a taxa de sangramento foi monitorada, enquanto uma solução de condutividade que imita o sangue foi injetada. As imagens EIT foram reconstruídas para diferentes volumes de injeção em fantomas e, através das imagens do experimento de ovelhas, com hematomas simulados, foi possível detectar os hematomas e suas localizações (AYATI *et al*, 2014).

Ainda, em 2014, Moens *et al* usaram EIT para investigar a fisiologia do colapso e recrutamento pulmonar em cavalos anestesiados. A ventilação mecânica foi aplicada no modo de ventilação por pressão, e uma manobra de recrutamento alveolar foi realizada empregando uma sequência de PEEPs ascendentes e descendentes. Além do monitoramento padrão, que incluía espirometria, foram utilizadas três técnicas de monitoramento não invasivo: tomografia de impedância elétrica (EIT), capnografia volumétrica e pletismografia ultrassônica respiratória. As imagens reconstruídas mostraram ventilação acentuadamente reduzida no pulmão dependente e permitiram o monitoramento online das mudanças dinâmicas na distribuição da ventilação durante a manobra de recrutamento. O monitoramento contínuo de complacência, fração de espaço morto, volumes correntes e mudanças no volume pulmonar ao final da expiração foram possíveis usando EIT (MOENS *et al*, 2014).

Uma nova ferramenta de monitoramento para a imobilização de rinocerontes brancos com futuras opções de tratamento usando EIT, foi proposta em 2020 por Mosing *et al*. Eles pesquisaram medidas da ventilação regional e perfusão de animais

imobilizados em decúbito lateral, e o objetivo foi estudar a deterioração na troca gasosa em rinocerontes durante a imobilização induzida por opioides (MOSING *et al*, 2020). A obtenção de imagens em tempo real do tórax possibilita a avaliação da distribuição da ventilação em animais tanto anestesiados quanto conscientes (BRABANTE *et al*, 2022).

A EIT torácica foi aplicada em cavalos em pé e não sedados, em 2015, com auxílio da pletismografia ultrassônica respiratória e três respirações foram gravadas para análise. Concluiu-se que as imagens obtidas pela técnica de EIT fornecem informações fisiologicamente úteis, como suspiros, que não podem ser facilmente testadas por outros métodos (AMBRISKO *et al*, 2016).

No ano seguinte, Ambrisko *et al* examinaram as mudanças na distribuição da ventilação e nas complacências pulmonares regionais em cavalos anestesiados durante a manobra de recrutamento alveolar por meio da EIT. Durante a manobra de recrutamento alveolar, a proporção do volume corrente distribuído para as regiões dependentes e esquerdas do pulmão aumentou, devido à abertura de atelectasias. O acompanhamento da complacência do pulmão dependente usando EIT pode substituir as medições de PaO<sub>2</sub> durante a manobra de recrutamento alveolar para determinar uma PEEP (pressão positiva no final da expiração) ideal (AMBRISKO *et al*, 2017).

Um estudo para investigar a aplicação da EIT para estimar o volume corrente medindo a mudança de impedância por respiração, em cavalos saudáveis anestesiados e ventilados mecanicamente para procedimentos eletivos que requeriam decúbito dorsal (CRIVELLARI *et al*, 2021).

As vantagens da EIT em relação à espirometria incluem a capacidade de fornecer medidas contínuas de respiração a respiração sem a necessidade de uma máscara facial ou intubação do paciente. Além disso, a EIT supera as limitações da espirometria em aplicações equinas, pois permite acomodar grandes volumes correntes sem a necessidade de adaptar equipamentos existentes, sem aumentar o espaço morto do equipamento. No entanto, devido ao fato de ainda não ser uma tecnologia consolidada na medicina veterinária, a EIT é uma ferramenta de monitoramento altamente dispendiosa para a anestesia clínica de rotina. Cabe aos novos projetos tornar mais acessível o custo desse equipamento para viabilizar sua aplicação em animais.

O trabalho de Mosing *et al* (2017) é um relato de três casos que descreve o uso da EIT como uma ferramenta de monitoramento contínuo durante a anestesia geral de um orangotango com doença respiratória (MOSING *et al*, 2017).

Em 2021, Sacks *et al* desenvolveram um estudo que descreveu e comparou as variáveis obtidas pela EIT em cavalos que apresentam sobrecarga volumétrica cardíaca no lado esquerdo, tanto na forma compensada quanto descompensada, em comparação com um grupo de equinos saudáveis. Essa sobrecarga pode resultar no acúmulo de fluidos nos tecidos pulmonares, provocando alterações na distribuição da ventilação. As medições via EIT podem ser empregadas como uma avaliação objetiva dos impactos da doença pulmonar cardiogênica nesses equinos (SACKS *et al*, 2021).

O estudo de Ambrosio *et al* (2017) usando EIT em cachorros visou examinar a distribuição intrapulmonar de gases em volumes correntes baixos e altos e investigar se isso é alterado por uma manobra de recrutamento alveolar e pressão positiva ao final da expiração de 5 cmH<sub>2</sub>O durante a anestesia (AMBROSIO *et al*, 2017).

Um estudo piloto sobre EIT torácica em bovinos para identificar heterogeneidade nos pulmões associada a doenças respiratórias foi desenvolvido em 2023, por Brabant *et al*. Considerando que os métodos de diagnóstico atuais são limitados e há falta de testes de esmagamento para detectar doenças respiratórias ativas em bovinos, foi proposto o uso da EIT para visualização em tempo real da dinâmica da ventilação pulmonar desses animais (BRABANT *et al*, 2023). Wong *et al*. (2023) estudaram o uso de EIT em galinhas anestesiadas (WONG *et al*, 2023).

A Tabela 2.1 mostra um quadro com o compêndio de algumas aplicações veterinárias relacionadas a EIT, até o momento da escrita final dessa tese.

Tabela 2.1 – Aplicações veterinárias da EIT.

| <b>Aplicações</b>  | <b>Animais</b> | <b>Referência e Ano</b>        |
|--|----------------|--------------------------------|
| Investigar o uso da EIT em frangos anestesiados em quatro posições de decúbito   | Frangos        | Wong <i>et al</i> (2023)       |
| Avaliar as heterogeneidades nos pulmões de bezerros  | Bezerros       | Brabant <i>et al</i> (2023)    |
| Avaliar a distribuição da ventilação regional durante a MRA com base na avaliação do monitoramento pulmonar pela EIT, com foco em melhor recrutamento associado a menor ou nenhuma distensão excessiva | Cavalos        | Andrade <i>et al</i> (2022)    |
| Comparar três diferentes <i>designs</i> e materiais de eletrodos de EIT para uma cinta torácica de uso animal otimizada  | Bois           | Brabant <i>et al</i> (2022)    |
| Estimar o volume corrente em animais anestesiados submetidos a cirurgia eletiva  | Cavalos        | Crivellari <i>et al</i> (2021) |
| Avaliar a frequência cardíaca em animais anestesiados  | Cavalos        | Raisis <i>et al</i> (2021)     |
| Detectar a broncoconstrição e a broncodilatação  | Cavalos        | Secombe <i>et al</i> (2021)    |
| Medir a distribuição da ventilação pulmonar em cavalos saudáveis e em cavalos com sobrecarga volumétrica cardíaca do lado esquerdo   | Cavalos        | Sacks <i>et al</i> (2021)      |
| Analisar as alterações no fluxo de ar induzidas pelo exercício em cavalos com asma   | Cavalos        | Herteman <i>et al</i> (2021)   |
| Avaliar a adaptação pulmonar pós-natal em neonatos bovinos   | Bezerros       | Bleul <i>et al</i> (2021)      |
| Analisar os efeitos da PEEP na relação entre o volume corrente e a mudança total de impedância medida  | Bois           | Brabant <i>et al</i> (2021)    |
| Verificar o que dificulta a troca de gases nos pulmões e altera a  | Rinocerontes   | Mosing <i>et al</i> (2020)     |

|  |                      |                              |
|--|----------------------|------------------------------|
| distribuição da ventilação em rinocerontes brancos imobilizados em decúbito lateral  |                      |                              |
| Avaliar o esforço espontâneo de respiração durante oxigenação por membrana extracorpórea em um modelo suíno de SARS  | Porcos               | Dubo <i>et al</i> (2020)     |
| Investigar os efeitos respiratórios selecionados da (dex)medetomidina em <i>Beagles</i> saudáveis  | Cães                 | Pleyers <i>et al</i> (2020)  |
| Avaliar as alterações no fluxo de ar provocadas pela histamina   | Cavalos              | Secombe <i>et al</i> (2020)  |
| Analisar se a estratégia de aeração no nascimento influencia a resposta fisiológica ao surfactante   | Cordeiros prematuros | Tingay <i>et al</i> (2019)   |
| Monitorar a ventilação tidal em cavalos anestesiados   | Cavalos              | Mosing <i>et al</i> (2019)   |
| Monitorar as alterações na distribuição da ventilação pulmonar em pôneis anestesiados  | Pôneis               | Auer <i>et al</i> (2019)     |
| Monitorar a ventilação tidal em cavalos anestesiados   | Cavalos              | Mosing <i>et al</i> (2018)   |
| Comparar três interfaces de pressão positiva contínua nas vias aéreas em <i>Beagles</i> saudáveis durante infusões contínuas de medetomidina e propofol  | Cães                 | Meira <i>et al</i> (2018)    |
| Analisar incidentes ventilatórios monitorados por EIT em um orangotango anestesiado ( <i>Pongo abelii</i> )  | Orangotango          | Mosing <i>et al</i> (2017)   |
| Avaliar os efeitos das configurações individualizadas de EIT e reconstrução de imagem na avaliação da distribuição regional da ventilação: comparação com tomografia computadorizada 4D em um modelo suíno | Porcos               | Thurk <i>et al</i> (2017)    |
| Avaliar o impacto de quatro decúbitos diferentes na distribuição da ventilação   | Cães                 | Ambrisko <i>et al</i> (2017) |

|   |                      |                                |
|---|----------------------|--------------------------------|
| em cães <i>Beagle</i> conscientes ou anestesiados, respirando espontaneamente   |                      |                                |
| Avaliar a distribuição da ventilação e da complacência pulmonar regional em cavalos anestesiados submetidos a manobras de recrutamento alveolar | Cavalos              | Ambrisko <i>et al</i> (2017)   |
| Monitorar a ventilação pulmonar   | Cães                 | Gloning <i>et al</i> (2017)    |
| Avaliar a distribuição regional da ventilação em cavalos em decúbito dorsal durante ventilação espontânea e mecânica                            | Cavalos              | Mosing <i>et al</i> (2017)     |
| Analisar a distribuição da ventilação e a influência do volume corrente, recrutamento e PEEP da expiração em cães anestesiados com isoflurano   | Cadelas              | Ambrosio <i>et al</i> (2017)   |
| Visualizar em tempo real um pneumotórax espontâneo se desenvolvendo em um cordeiro prematuro  | Cordeiros prematuros | Miedema <i>et al</i> (2016)    |
| Analisar o autorrecrutamento dos pulmões equinos através da apneia inspiratória após recuperação da anestesia geral                             | Cavalos              | Mosing <i>et al</i> (2016)     |
| Avaliar a distribuição da ventilação em cavalos em posição ereta  | Cavalos              | Ambrisko <i>et al</i> (2016)   |
| Avaliar a redistribuição de perfusão após um evento semelhante a embolia pulmonar com EIT contrastada   | Ovelhas              | Nguyen <i>et al</i> (2015)     |
| Analisar uma abordagem individualizada para a duração da inflação sustentada no nascimento de cordeiros prematuros recém-nascidos               | Cordeiros            | Tingay <i>et al</i> (2015)     |
| Determinar o fluxo de gases respiratórios em um modelo animal de ventilação mecânica  | Porcos               | Bodenstein <i>et al</i> (2014) |
| Analisar a variedade de metodologias de monitoramento contínuo não invasivo, incluindo EIT, para investigar                                     | Cavalos              | Moens <i>et al</i> (2014)      |

|  |           |                              |
|--|-----------|------------------------------|
| o colapso e recrutamento pulmonar - relato de caso de um cavalo anestesiado  |           |                              |
| Investigar se surfactante antes da primeira inflação ao nascer melhora a distribuição espacial da ventilação e reduz lesões pulmonares em cordeiros prematuros | Cordeiros | Tingay <i>et al</i> (2014)   |
| Avaliar o efeito da inflação sustentada versus estratégia de PEEP escalonada no nascimento na troca gasosa e mecânica pulmonar em cordeiros prematuros         | Cordeiros | Tingay <i>et al</i> (2014)   |
| Avaliar a distribuição da ventilação em pôneis <i>Shetland</i> grávidas medida por EIT   | Pôneis    | Schramel <i>et al</i> (2014) |

Fonte: A AUTORA (2024).

O próximo capítulo apresenta a metodologia referente ao *hardware*, ao *firmware*, à impressão dos fantasmas e aos programas de reconstrução de imagens utilizados.

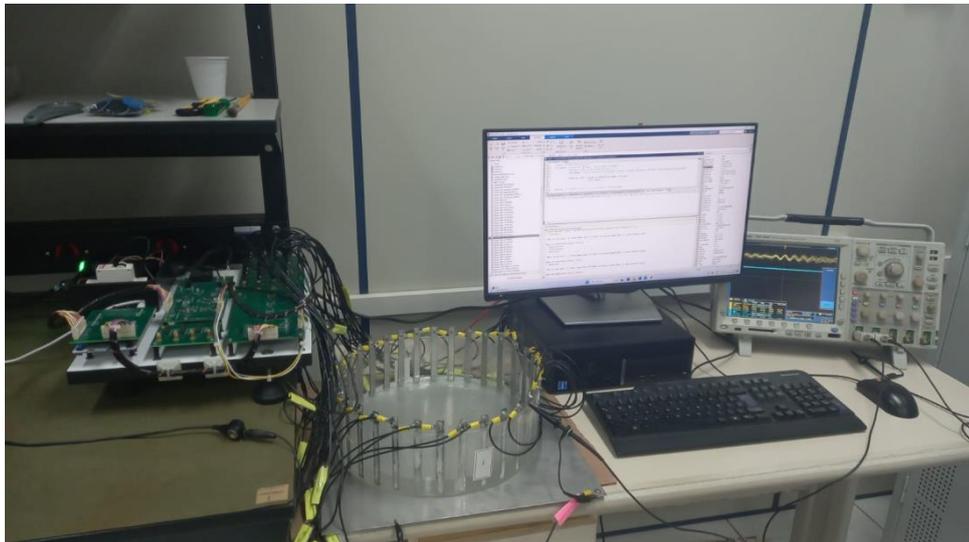
### 3 METODOLOGIA

Neste capítulo é apresentado o sistema de instrumentação MfEIT que utiliza o microcontrolador STM32F303ZE. São fornecidos detalhes sobre os componentes dos circuitos eletrônicos do protótipo, abrangendo desde o projeto dos modelos de fantasmas até a utilização da cuba de teste com os eletrodos, para reconstrução de imagens. Além disso, são explicados o *design* da fonte de corrente controlada por tensão e a eletrônica embarcada, incluindo amplificadores de instrumentação, filtros e os algoritmos de imagem.

#### 3.1 SISTEMA MfEIT

Esse sistema MfEIT, denominado *MfEIT UDESC Mark I*, derivou do projeto inicial do *Micro-EIT System* desenvolvido por Morcelles (MORCELLES, 2022). O sistema completo é mostrado na Figura 3.1.

Figura 3.1 – Estação de Trabalho *MfEIT UDESC Mark I*.



Fonte: A AUTORA (2024).

O *software* KiCAD serviu de ferramenta para a elaboração de todos os circuitos do protótipo, que é composto por uma interface analógica (referida no projeto como "*Analogic Front-End – AFE*") a qual incorpora multiplexadores, uma unidade de controle digital, uma placa designada "*sanity check*" que contém cargas resistivas para aferição dos cabos coaxiais, um módulo de comutação que abrange 32 canais de injeção e detecção, uma cuba, e o *notebook host*.

Os 32 eletrodos de aço inoxidável foram dispostos ao redor de uma cuba cilíndrica de acrílico. Ela é utilizada para atuar como uma cuba de testes no qual fantasmas que simulam os pulmões e o coração saudáveis, bem como, os acometidos por pneumonia são inseridos em uma solução salina de 1,3 S/m de condutividade. Em contrapartida, os órgãos humanos saudáveis apresentam condutividade de 0,10735 S/m na inspiração, 0,27161 S/m na expiração e o coração 0,21511 S/m, em 100 kHz. Em 1 MHz, temos a condutividade de 0,13609 S/m, para a inspiração pulmonar, 0,33388 S/m, para a expiração e 0,32753 S/m, para a atividade cardíaca.

O *notebook host* mostra a interface com o usuário e realiza a reconstrução de imagem dos fantasmas, por meio dos dados de diferença de potencial providos das 928 medições realizadas pelo sistema MfEIT, na qual são consideradas 32 injeções e 29 medições, com protocolo adjacente.

O circuito responsável pela captação dos sinais de tensão do tomógrafo, juntamente com a placa de comutação, é gerido por uma unidade do sistema digital. Esta unidade efetua a conversão de sinal analógico para digital, origina e injeta o sinal de excitação de corrente, aplica o nível de ganho escolhido pelo usuário, seleciona os canais e estabelece comunicação com o *notebook host*.

### 3.1.1 – Placa de desenvolvimento STM32F303ZE-NUCLEO 144

A placa de desenvolvimento STM32F303ZE-NUCLEO144, da *STMicroelectronics*<sup>®</sup>, utiliza o microcontrolador (MCU) STM32F303ZE, modelo NUCLEO, com 144 pinos para ligações diversas. As principais características do MCU englobam a geração de sinal, a conversão analógico-digital, a geração de referência e

a comunicação com a Interface Homem-Máquina (IHM). O *firmware* do STM32F303ZE foi programado em linguagem C com auxílio das bibliotecas LL, MBED e CMSIS. A ferramenta de desenvolvimento utilizada para programá-lo foi o STM32CubeIDE 1.1.0.1, que está disponível em <https://www.st.com/en/development-tools/stm32cubeide.html>.

### 3.1.2 – Notebook Host com Interface Gráfica MATLAB® e Aquisição de Dados

O *notebook host* utilizado para compilar o algoritmo de obtenção de tensões usando o protocolo adjacente e realizar a reconstrução de imagens possui as especificações detalhadas na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 – Configurações do *notebook host* e dos *softwares*.

| <b>Componentes e Softwares</b> | <b>Especificações e Versões</b>                          |
|--------------------------------|--|
| Placa Mãe                      | Acer Aspire 5 A515-54 <i>Notebook</i><br>DAZAWMB18B0-GPU |
| Processador                    | Intel® Core™ i3-6100U CPU<br>©2.30 GHz                   |
| Memória RAM                    | 8 GB   |
| Unidades de Armazenamento      | HD 1 TB<br>Kingston SA400S37480G SATA<br>Device          |
| Sistema Operacional            | Windows 10 de 64 bits                                    |
| Gráficos                       | Intel(R) HD <i>Graphics</i> 520                          |
| STM32CubeIDE                   | Versão 1.10.1  |
| KiCad                          | Versão 6.0.7   |
| MATLAB                         | Versão 2020a   |
| EIDORS                         | Versão 3.11  |

Fonte: A AUTORA (2024).

### 3.1.3 – Placa Bioimpedance Front End

A placa *Bioimpedance Front End* integra elementos como a fonte de alimentação, referência, circuitos de medição e sensor de corrente, sensor de tensão, saída, mux pwr, interface MCU, dois filtros *antialiasing* e DAC/Input. Além disso, possui as sequências binárias de intervalos discretos também conhecidas como DIBS (*Discrete Interval Binary Sequences*). O sinal DIBS é uma onda quadrada, espectralmente esparsa, frequentemente empregado na excitação de sistemas de espectroscopia de bioimpedância elétrica (SIRTOLI *et al*, 2018).

A instrumentação do protótipo incorpora amplificadores operacionais diferenciais e dois filtros *antialiasing* para assegurar a correta mensuração do módulo de impedância, bem como, da condutividade ou permissividade elétricas dos materiais biológicos. Com essa abordagem, o projeto visa analisar a tendência da carga RC, típica dos tecidos biológicos, que serão caracterizados pelo MfEIT. Para minimizar interferências e alterações nos sinais elétricos medidos pelo sistema, é essencial que os amplificadores tenham um *slew rate* superior ao valor da excitação. A taxa máxima de alteração da tensão de saída de um amplificador operacional é determinada pela Equação (3.1), conforme descrito em (MORCELLES, 2022):

$$SR = \max \left( \left| \frac{dv_{out}(t)}{dt} \right| \right), \quad (3.1)$$

onde,  $dv_{out}(t)$  é a variação da saída temporal produzida pelo circuito de excitação do sistema MfEIT.

Nesse contexto, o circuito excitador entrega uma corrente senoidal de determinado módulo à carga, empregando a fonte de corrente Howland modificada.

Esta última se baseia em um gerador de corrente regulado por tensão, garantindo elevada impedância de saída e estabilidade ao conjunto do circuito (SIRTOLI *et al*, 2018). A corrente destinada à carga deve manter sua independência

em relação à mesma em toda a gama de frequência, especificamente de 10 kHz a 1 MHz, estabelecida como a faixa operacional para o tomógrafo.

A fonte de corrente Howland modificada demonstra uma limitação comparativa em relação a outras configurações de fontes de corrente devido a erros de medição associados à redução da Razão de Rejeição de Modo Comum (CMRR) no esquema elétrico proposto. Um elevado valor de CMRR é intrínseco aos amplificadores operacionais, em concordância com características como *offset* DC de saída minimizado, baixa incidência de ruído, *drift* reduzido, considerável ganho em malha aberta e significativa impedância de entrada do amplificador operacional (SIRTOLI *et al*, 2018), (MORCELLES, 2022).

Os amplificadores diferenciais caracterizam-se por uma elevada CMRR. A CMRR é definida como a proporção entre o ganho diferencial ( $G_d$ ) e o ganho de modo comum em um amplificador. Em amplificadores diferenciais ideais, espera-se que apenas sinais diferenciais sejam amplificados, enquanto tensões de modo comum sejam completamente rejeitadas. Deve haver uma correspondência adequada entre os resistores no circuito. A ausência de tal correspondência pode alterar o valor de CMRR. A formulação matemática para determinar a CMRR, neste circuito, é mostrada nas Equações (3.2) e (3.3), baseadas no trabalho de Sirtoli (SIRTOLI *et al*, 2018) e Morcelles (MORCELLES, 2022):

$$CMRR_{(\Omega)} \approx \frac{0,5(G_d+1)}{(\Delta R/R)} \quad (3.2)$$

$$\frac{\Delta R}{R} = 0,5 \left( 1 - \frac{R_1 R_3}{R_2 R_4} \right) \quad (3.3)$$

Onde:

- $\Delta R/R$  é o casamento dos resistores;
- $G_d$  é o ganho de malha fechada do circuito;

Para um amplificador não ideal, a Equação (3.2) deve incluir o CMRR do amplificador ( $CMRR_{amp}$ ), conforme mostra a Equação (3.4):

$$CMRR_t \approx \frac{0,5(G_d+1)}{\left(\frac{1}{CMRR_{ampop}}\right) (0,5)(G_d+1) + \left(\frac{\Delta R}{R}\right)} \quad (3.4)$$

No projeto da fonte de corrente, é essencial que o sinal de entrada seja calibrado considerando uma gama de cargas até o limite máximo de corrente admissível para garantir a segurança humana, mitigando riscos de macrochoque.

### 3.1.4 – Fonte de Corrente Howland

A fonte de corrente Howland é um circuito controlado por tensão que fornece corrente estável e alta impedância de saída, adaptando-se à impedância da carga em diversas frequências. No contexto médico, como em MfEIT, ela é vital para medições precisas e seguras, regulando a corrente em parâmetros seguros, essencial em UTIs onde a precisão dos dados é crucial.

A fonte de corrente diferencial possui um modo comum na saída muito menor que a fonte simples. Portanto, para reduzir a tensão de modo comum injetada pela fonte Howland de modificada e com o intuito de aumentar a tolerância de tensão da fonte, uma topologia diferencial Howland foi sugerida.

A fonte diferencial Howland espelhada é baseada em um sistema de amplificador operacional diferencial. Este sistema efetua um ajuste interno de modo comum, resultando em duas saídas com magnitudes equivalentes, mas fases invertidas. A discrepância de tensão entre essas saídas é diretamente proporcional à divergência entre as tensões de entrada. Adicionalmente, a tensão de modo comum nas saídas é estipulada pelo terminal de modo comum.

Esta fonte foi otimizada em termos de transcondutância para minimizar efeitos de modo comum. Os parâmetros da fonte utilizada nesse protótipo são mostrados na Tabela 3.2.

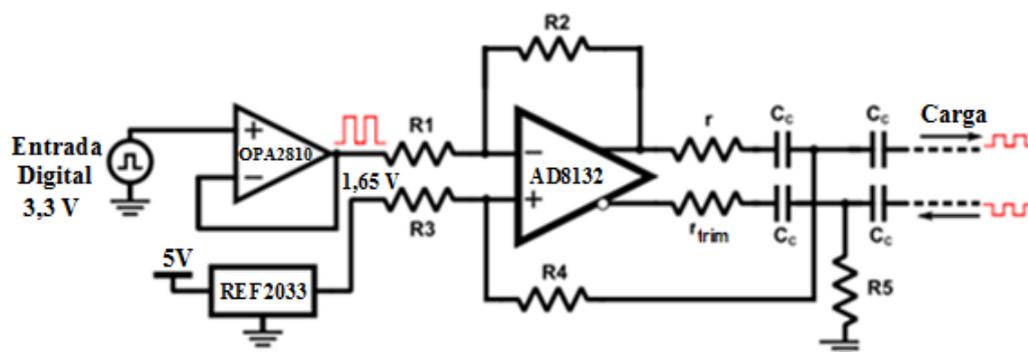
Tabela 3.2 – Parâmetros de *design* da fonte Howland diferencial espelhada.

| Parâmetros da Fonte de Corrente Howland |                                  |
|---|----------------------------------|
| Grandeza                                | Valor e Unidade                  |
| Amplitude máxima da Corrente de saída   | 250 $\mu$ A                      |
| Faixa de frequência                     | 10 kHz – 1 MHz                   |
| Forma de Onda                           | Senoidal, quadrada ou triangular |
| Faixa de Carga                          | 0 – 3,3 k $\Omega$               |
| Tensão de Alimentação                   | $\pm$ 5 V                        |
| Transcondutância                        | 150 mS                           |

Fonte: A AUTORA (2022).

Esses requisitos foram usados para selecionar o amplificador operacional e projetar a fonte Diff-M (SIRTOLI *et al.*, 2018). A Figura 3.2 mostra o circuito proposto nesse trabalho para uma fonte Howland diferencial.

Figura 3.2 – Circuito da Fonte de Corrente.



Fonte: Adaptado de MORCELLES (2022).

A fonte Diff-M é conhecida como *Modified Differential Enhanced Howland Current Source* (MDEHCS-DIF) com amplificadores operacionais. Ela é uma adaptação

da fonte original Howland *Current Source Differential* (HCS-DIF) com a inserção do resistor  $R_5$ .

#### 3.1.4.1 – Amplificador Diferencial de Alta Velocidade AD8132ARZ

O AD8132ARZ é um amplificador diferencial com ganho de largura de banda de 300 MHz, que fornece ganho unitário estável e alto valor de *slew rate* para gerar ondas senoidais com 100 kHz até 1 MHz. O pino de modo comum do AD8132 foi definido para 1,65 V.

Ele apresenta alta impedância de entrada, requisito fundamental para fontes de corrente Howland. Essa característica minimiza potenciais instabilidades e assegura uma impedância de saída robusta.

Para a fonte de corrente Diff-M devem ser calculados resistores Diff-M, usando a Equação (3.5), conforme descrito por (MORCELLES, 2022):

$$\frac{R_4 + r_x}{R_3} = \frac{R_2}{R_1} \quad (3.5)$$

A Equação (3.6) representa a condição de equilíbrio de modo comum, que minimiza a tensão de modo comum da saída:

$$R_5 = R_4 + R_3 \quad (3.6)$$

Se ambas as condições forem atendidas, a corrente de saída é definida pela Equação (3.7):

$$I_{out} = \frac{V_{in}}{r_x} \cdot \frac{R_2}{R_1} \quad (3.7)$$

A Equação (3.7) descreve a condição de equilíbrio de Howland, necessária para obter impedância máxima de saída.

Qualquer conjunto de resistores que satisfaça as Equações (3.5), (3.6) e (3.7) pode ser usado para fornecer uma fonte de corrente estável.

Para reduzir o valor de  $r_x$ , a razão  $R_2 = R_1$  foi selecionada para seja 0,5, que é um ganho de atenuação que ainda mantém o AD8132 estável. Esse valor foi implementado para ampliar a carga máxima, uma vez que valores elevados de  $r_x$  podem diminuir a margem de tensão (MORCELLES *et al.*, 2017; MORCELLES, 2022).

A tensão de entrada é determinada pela relação entrada-saída do MCU, cuja amplitude máxima é de 1,65 V (0 a 3,3 V<sub>pp</sub>). Para atender à corrente de saída desejada, descrita na Tabela 5.4, o valor de  $r_x$  deve ser de 3,3 kW, conforme calculada pela Equação (3.7).

Usando as condições de balanceamento descritas anteriormente, o valor obtido para o conjunto de resistores é mostrado na Tabela 3.3.

Um capacitor de *feedback* negativo  $C_1 = 0,5$  pF foi adicionado ao projeto a fim de aumentar a estabilidade da fonte de corrente Howland modificada. Para isolar a corrente contínua da carga biológica, quatro capacitores de 1 μF foram empregados.

Tabela 3.3 – Valores das resistências para a fonte de corrente Diff-M.

| Resistor Diff-M | Valor da resistência [kΩ] |
|-----------------|---------------------------|
| $r_x$           | 3,3                       |
| $r_{trim}$      | 3,3                       |
| $R_1$           | 20,0                      |
| $R_2$           | 10,0                      |
| $R_3$           | 26,6                      |
| $R_4$           | 10,0                      |
| $R_5$           | 36,6                      |

Fonte: Adaptado de Morcelles (2022).

A GPIO (*General Purpose Input/Output*) digital do microcontrolador STM32F303ZE gerou o sinal de onda quadrada da entrada, porém, o equilíbrio da fonte Howland modificada é desbalanceado pela impedância inerente aos pinos da GPIO digital. Para isolar a fonte Howland modificada dessa impedância elétrica foi projetado um *buffer* de tensão, baseado no amplificador operacional OPA2810IDR.

Uma fonte de referência REF2033 da Texas Instruments™, que fornece um valor de tensão estável de 1,65 V para o pino positivo da fonte de corrente Howland, foi utilizada, a fim de referenciar a entrada diferencial em zero.

### 3.1.5 – Módulo de Medição de Potencial Elétrico

O circuito para aquisição e medição de tensão será descrito nesse subtópico. Este módulo mede a tensão entre qualquer par de eletrodos do sistema MfEIT. Ele recebe os valores das medições das tensões dos 32 eletrodos de inox, fixados na cuba rejeitando a tensão de modo comum, amplificando a amplitude do sinal, filtrando as tensões de corrente contínua e os ruídos de alta frequência. Ele envia o conjunto dos sinais medidos e filtrados para a entrada do ADC.

A resolução da imagem reconstruída depende do número de eletrodos, do algoritmo de reconstrução e, principalmente, da eletrônica embarcada utilizada no protótipo, por esse motivo, essa característica varia significativamente de um sistema MfEIT para os demais.

As fontes de interferência ou artefatos que podem modificar ou degradar as imagens são os ruídos das medições, a diafonia entre os cabos, a escolha do número de eletrodos, o projeto e os componentes da fonte de corrente, os elevados valores de impedâncias de contato, o erro de ganho de modo comum, o ruído térmico e a escolha do protocolo de medição das tensões (adjacente ou oposto).

O circuito foi projetado para operar com sinais totalmente diferenciais, para aumentar a CMRR e a imunidade à interferência eletromagnética (MORCELLES, 2022). No ambiente hospitalar existem várias fontes de interferência eletromagnética que perturbam o sistema MfEIT. As medições do MfEIT e as varreduras das formas de onda

são modificadas quando afetadas por sinais de outros equipamentos médicos, impedindo que a ventilação mecânica correta seja mantida pelo equipamento no paciente.

A medição diferencial melhora a linearidade, a conformidade da tensão e a relação sinal-ruído (SNR). A SNR é a taxa entre a potência do sinal e a potência do ruído em uma determinada frequência, dada em decibéis (dB). Essa taxa deve ser levada em consideração para o projeto do sistema de medição do tomógrafo.

O primeiro estágio desenvolvido do MfEIT foi o circuito de entrada. Ele foi projetado para fornecer alta impedância de entrada e evitar eventuais fugas de corrente elétrica. Para isso, dois *buffers* idênticos foram selecionados ao invés de um amplificador diferencial (MORCELLES, 2022); (SIRTOLI *et al*, 2018). O *buffer* implementado foi baseado no OPA2810, que fornece entradas FET e tem ganho unitário estável. Para isolar a tensão de corrente contínua do segundo estágio (VGA,) dois capacitores de 2  $\mu\text{F}$  foram usados em série com as saídas do *buffer*.

O filtro passa-altas (PA) com foi feito com os capacitores combinados com a resistência de entrada PGA de 500  $\Omega$ . A frequência de corte do filtro PA é de 159,15 Hz, que é aproximadamente 62 vezes menor que a frequência mínima de operação, que é de 10 kHz (frequência de referência) (MORCELLES, 2022).

O segundo estágio desenvolvido no MfEIT é o do amplificador de ganho variável (VGA). Ele foi projetado para adaptar a amplitude do sinal medido a fim de obter a máxima resolução para o ADC. O VGA é controlado por um dos canais DAC do microcontrolador. O núcleo do VGA é o *chip* AD8338, totalmente diferencial.

O modo comum do circuito é definido internamente como 1,5 V, razão pela qual as entradas CC foram bloqueadas pelos capacitores de 2  $\mu\text{F}$ . O ganho diferencial pode ser controlado pelo DAC. Embora o VGA opere no modo corrente, ele permite entradas de tensão usando resistores internos de 500  $\Omega$ .

O estágio analógico final do circuito de medição de tensão é o filtro *antialiasing*. Um filtro de realimentação múltipla *Butterworth* de terceira ordem foi implementado, usando uma topologia totalmente diferencial, baseada no amplificador AD8132.

O filtro foi projetado com uma frequência de corte de 1 MHz e fator de qualidade de 0,707, o que produz uma resposta linear, com erro mínimo na frequência de 100 kHz, conforme descrito por Morcelles (MORCELLES, 2022).

O valor dos resistores e capacitores foram calculados usando a ferramenta *Filter Design*, da *Texas Instruments*<sup>TM</sup>. Inicialmente, um circuito de terminação única foi calculado e então o circuito foi adaptado para operação totalmente diferencial. A saída do filtro está conectada ao ADC diferencial. Ambas as saídas do filtro *antialiasing* foram terminadas com diodos Zener de 3,3  $\Omega$  para proteger as entradas do MCU.

### 3.2 – ESTÁGIO DE COMUTAÇÃO

O estágio de comutação gerencia as conexões do eletrodo para o componente radial. Para acomodar vários protocolos de MfEIT, cada eletrodo deve ser comutável tanto para a medição de tensão quanto para os módulos de aquisição de dados. Neste setup, quatro multiplexadores ADG732BSUZ foram utilizados.

O ADG732BSUZ é um multiplexador analógico CMOS único com configuração de 32 para 1 canal. Ele comuta uma das 32 entradas (S1–S32) para uma saída comum, D, conforme determinado pelas linhas de endereço binário de 5 *bits* A0, A1, A2, A3 e A4.

Suas características incluem uma faixa de tensão de alimentação única de 1,8 V a 5,5 V; operação de fonte dupla de  $\pm 2,5$  V; resistência de 4  $\Omega$  em estado ligado; tempo de comutação de 30 ns; e entradas compatíveis tanto com TTL quanto com CMOS.

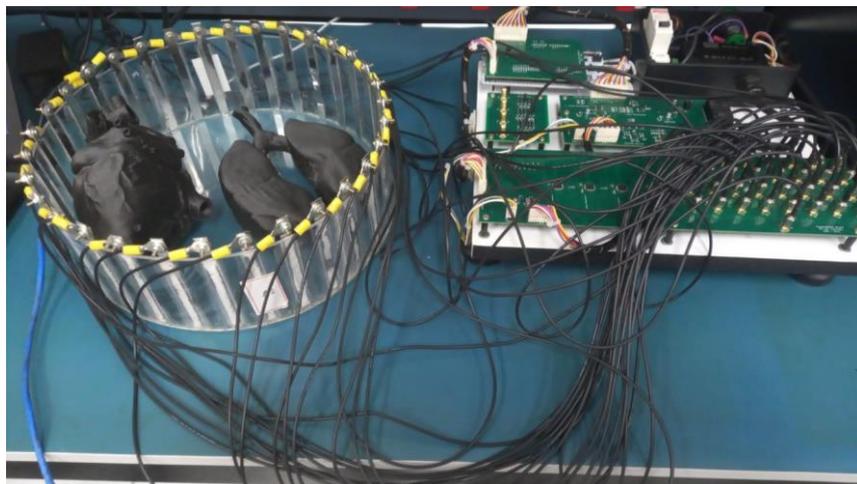
O ADG732BSUZ tem uma taxa máxima de transmissão de 33 ns, que é o tempo de comutação. Para um protocolo MfEIT adjacente que exclui medições nos eletrodos de injeção de corrente, são necessárias 928 medições, levando a uma taxa máxima de quadros de  $1 = (928 \times 33 \text{ ns}) = 30,624$  quadros por segundo (f/s), ou seja, aproximadamente 30 f/s.

O uso do ADG732BSUZ resulta em velocidade reduzida, especialmente em sistemas que utilizam 32 ou mais eletrodos.

### 3.3 CUBA COM ELETRODOS EXCITADORES E SENSORES

O arranjo de eletrodos consiste em 32 eletrodos retangulares de aço inoxidável, de 12,5 cm de altura e 1,0 cm de largura, distribuídos igualmente em uma cuba cilíndrica de acrílico, com dimensões 10 cm de altura e 30 cm de diâmetro, conforme mostra a Figura 3.3.

Figura 3.3 – Cuba com fantasmas.



Fonte: A AUTORA (2024).

A conexão entre a cuba de eletrodos e o *front-end* analógico foi feita usando 32 cabos coaxiais de cobre com olhal nas terminações. Os fios conectam os eletrodos aos multiplexadores analógicos, onde 1 par de multiplexadores faz a comutação da injeção de corrente nos eletrodos e o outro par de multiplexadores realiza a comutação das medições de potenciais.

#### 3.3.1 Fantasmas

A partir dos moldes de pulmão e coração impressas em 3D, mostradas na Figura 3.8, as imagens 2D dos fantasmas imageados na cuba são obtidas em um *software* de reconstrução de imagens.

Foram projetados quatro fantasmas ocos de coração e pulmão, dois em material isolante Termoplástico de Poliuretano (TPU), diâmetro do filamento 2,85 mm, e dois em material Acrilonitrila Butadieno Estireno condutivo (ABS condutivo), diâmetro do filamento 1,75 mm, com tamanho que imita órgãos humanos. O coração em ABS condutivo tem 12 cm de altura e os pulmões nesse mesmo material possuem 27 cm de altura. Os moldes condutivos foram preenchidos com gelatina e imersos em solução de NaCl, na cuba, conforme mostra a Figura 3.3.

O ABS condutivo permite a passagem de linhas de campo elétrico no interior do fantoma para gerar a imagem tomográfica. Os moldes dos fantasmas utilizados são mostrados na Figura 3.4.

Figura 3.4 – Fantasmas dos pulmões e coração.



Fontes: <https://www.thingiverse.com/thing:5157129> (2024) e <https://www.thingiverse.com/thing:932606> (2024).

### 3.4 ESPECIFICAÇÃO DE SINAL E PROTOCOLO DE MEDIÇÃO

O dispositivo foi projetado para medir e imagear EIT de diferença de tempo (TD-MfEIT) em 10 kHz, e EIT de diferença de frequência (FD-MfEIT) em 10 kHz, 20 kHz, 30 kHz, 40 kHz, 50 kHz, 60 kHz, 69,7 kHz, 79,6 kHz, 90 kHz, 100 kHz, 200 kHz, 300 kHz, 391,3 kHz, 500 kHz, 600 kHz, 692,3 kHz, 818,1 kHz, 900 kHz e 1 MHz. O uso de um tomógrafo multifrequencial melhora significativamente a qualidade das imagens médicas ao operar em múltiplas frequências, proporcionando maior contraste e resolução, o que facilita a distinção entre diferentes tipos de tecidos e reduz artefatos. Isso resulta em diagnósticos mais precisos, detecção precoce de doenças, e melhor

planejamento cirúrgico e terapêutico. Além disso, permite uma análise detalhada da composição tecidual, essencial para a pesquisa médica e avanços no conhecimento e tratamento de diversas condições de saúde.

Como os sinais injetados são ondas quadradas, um algoritmo usado para isolar a magnitude da harmônica fundamental. Somente a magnitude absoluta da harmônica fundamental foi usada na reconstrução do sinal. O sistema MfEIT proposto implementa o protocolo de medição adjacente, sem medir a tensão nos eletrodos de condução de corrente, ou seja, quando se injeta corrente no par de eletrodos 1 e 2, as tensões não são medidas nos eletrodos 32, 1 e 2, o que resulta em 29 medições de tensão e 32 aplicações de corrente.

Portanto, o protocolo adjacente requer  $32 \times 29 = 928$  medições. O período de cada medição pode ser calculado usando a Equação (3.8):

$$t_{total} = t_s + t_{sw} + t_{est}, \quad (3.8)$$

onde,  $t_{total}$  é o tempo de medição total,  $t_s$  é o tempo de amostragem,  $t_{sw}$  é o tempo de chaveamento, e  $t_{est}$  é o período de estabilização do canal de medição (MORCELLES, 2022).

O protocolo adjacente foi selecionado devido ao seu bom desempenho em imagens e o número reduzido de medições necessárias (MORCELLES, 2022), em contraposição a outros protocolos de medição descritos na literatura.

### 3.5 FIRMAWE E COMPUTADOR HOST

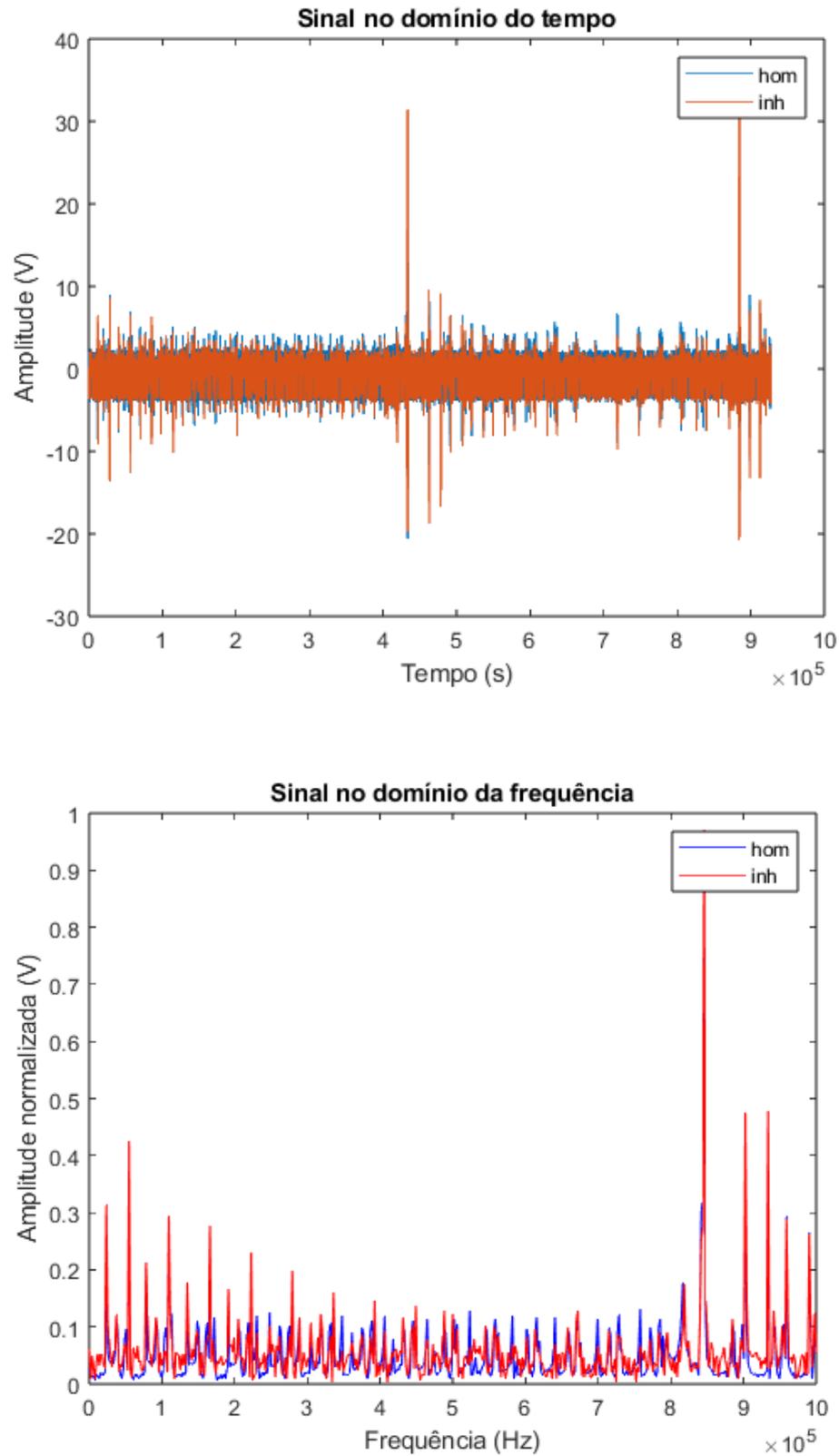
O *firmware* do sistema *MfEIT UDESC Mark I* consiste em dois códigos descritos no MATLAB. O primeiro código define parâmetros como seleção de porta, taxa de transmissão = 115200, tamanho do *buffer* = 1000, *bits* de dados = 8, *bits* de parada = 1, paridade = ímpar e atraso *uart* = 1/1000. Ele opera com uma frequência de amostragem de  $2 \times 10^6$  Hz. O usuário define iniciar a injeção de corrente e medição de

tensão por meio do protocolo adjacente e escolhe se deseja coletar as medições de tensão entre eletrodos ou testar os canais de medição. Além disso, o usuário pode selecionar o valor de ganho entre 0 a 255 V/V e define a frequência de medição de 10 kHz a 1 MHz. Nesta etapa, são feitas medições das tensões dos eletrodos mediante a injeção de uma corrente elétrica constante de 0,5 mA. É salvo um arquivo de texto com 928004 pontos, que posteriormente será utilizado para reconstrução da imagem.

O teste de canal pode ser realizado se houver alguma inconsistência nas medições. Para cada frequência, ganho e amostra devem ser obtidas duas medições. A primeira medição realizada é a amostra homogênea, preenchendo a cuba com 2,0 litros de NaCl e sem objetos no seu interior. A segunda medição a ser realizada é a amostra heterogênea, com 2,0 litros de NaCl e com algum objeto posicionado na cuba. Cada coleta de medição demora cerca de 5 minutos para ser obtida.

O segundo código lê a matriz de 928004 pontos e a transforma em uma matriz de 928 pontos, utilizando uma equação baseada no harmônico de primeira ordem dos dois sinais, homogêneo e não homogêneo. Com isso, são gerados gráficos da desses sinais no domínio do tempo e no domínio da frequência, conforme mostra a Figura 3.5.

Figura 3.5 – Sinais no domínio do tempo e no domínio da frequência.



Fonte: A AUTORA (2024).

O sinal foi obtido em 10 kHz e a cor azul representa a amostra homogênea e a cor vermelha representa a amostra não homogênea. A terceira etapa envolve a reconstrução da imagem a partir dessas matrizes.

### 3.6 GREIT (EIDORS) PARA RECONSTRUÇÃO DE IMAGEM E SNR

Neste trabalho utiliza-se o EIDORS, versão 3.9, para reconstrução de imagens para amostras orgânicas. GREIT (*Graz Consensus Reconstruction Algorithm for EIT*) foi modificado para se adaptar ao sistema *MfEIT UDESC Mark I*.

EIDORS é uma plataforma de código aberto que visa fornecer algoritmos gratuitos para modelagem direta e soluções de problemas inversos em EIT. *NETGEN*, versão 4.9.13, é usado pelo EIDORS para criar diversos modelos bidimensionais e tridimensionais de geometrias e tamanhos variados.

Para comparação, foram empregados os métodos de reconstrução de imagem *One-Step Gauss-Newton* e *Total Variation*.

No GREIT, o modelo selecionado é de “formato cilíndrico” (cinta de eletrodos 32 x 1) com altura igual a 2, raio da cuba igual a 16 e refinamento da malha igual a 0,3. O parâmetro “posição do eletrodo” é escolhido como 32 eletrodos em  $z = 1$  (ou seja, apenas uma camada de eletrodo) e “formato do eletrodo” foi escolhido, o raio dos eletrodos retangulares é 0,05, “0” significa modelo de eletrodo completo e refinamento da malha é igual a 128 A opção escolhida é sem medição de corrente e sem medição de rotação, seguindo o padrão estabelecido pelo algoritmo.

Neste parâmetro “[fmdl.stimulation,fmdl.meas\_select] = mk\_stim\_patterns”, foram selecionados 32 eletrodos, 1 camada, padrão de injeção e medição adjacente e 0,5 mA de corrente elétrica injetada.

A criação do modelo GREIT bidimensional utiliza as opções de tamanho de imagem (opt.imgsz) selecionadas como 64 x 64 pixels; 128 seria a escolha ideal, mas o tempo de processamento torna-se excessivamente alto. O valor do parâmetro de adição de ruído na imagem (opt.noise\_figure) pode ser ajustado, no nosso caso, entre 0,2 e 0,9. Valores de figura de ruído iguais a 0,1 ou 1,0 resultam na imagem com muitos

artefatos desnecessários. Utilizamos o valor de 0,3 a 0,45 para a maioria dos objetos cujas imagens foram reconstruídas. O parâmetro "opt.distr" para imagens de amostras orgânicas foi escolhido como 1, e para pulmões suínos, selecionamos 2. Finalmente, opt.square\_pixels é definido como verdadeiro, como padrão para GREIT.

Para comparação das imagens geradas pelos algoritmos 2D, foi escolhido o código do EIDORS Gauss-Newton Solver, e para a criação do modelo inverso bidimensional utilizou-se "eidors\_obj('inv\_model', 'EIT inverse')" com valor de fundo de 1 e um tipo de reconstrução de "diferença". O valor do hiperparâmetro é 2,9 com *NOSER* anterior. O modelo é "mk\_common\_model('d2c',32)" com 1024 elementos, e o solucionador Gauss-Newton utilizado foi "inv2d.solve = @eidors\_default".

Por fim, o código da solução *Total Variation* também foi testado com um valor de hiperparâmetro de 0,004, "invtv.solve = @inv\_solve\_TV\_pdipm", uma tolerância de  $1 \times 10^{-3}$  e o número de iterações definido como 1, 100, 125 e 150. Em um momento anterior, o algoritmo foi compilado com 1, 3, 5 e 25 iterações, apresentando desempenho significativamente inferior. Outros parâmetros definidos foram "invtv.solve = @inv\_solve\_TV\_pdipm" e "invtv.R\_prior = @prior\_TV", que são configurações padrão do algoritmo. Os valores dos hiperparâmetros nos algoritmos OSGN e TV controlam a quantidade de regularização na reconstrução da imagem.

O SNR das imagens foi calculado utilizando a função EIDORS [SNRmean, SE, debug] = calc\_image\_SNR(imdl, hyperparameter, doPlot). Os parâmetros de entrada e saída desta função são explicados na referência. Os códigos modificados dos três programas de reconstrução de imagens, bem como os demais códigos, arquivos de dados e imagens estão depositados no GitHub, no link: <https://github.com/juliagwolff>.

### 3.7 CALIBRAÇÃO

Em todas as imagens foram calibradas as discrepâncias entre canais de medição. O processo de calibração dos dados (D) envolveu a multiplicação dos dados brutos (B) por um fator de calibração, conforme mostra a Equação (3.9):

$$D = B \left( \frac{100}{100 + E} \right).$$

O termo erro (%) corresponde ao vetor de erro. Além disso, os dados das imagens de diferença de frequências (FDEIT) foram posteriormente calibrados para mitigar os efeitos dos componentes parasitas do circuito. O método de calibração implementado foi proposto por Wu (WU, 2020) e testado por Morcelles (MORCELLES, 2022), que conduziu as medições de FDEIT em uma amostra salina homogênea e utilizou o vetor de dados como referência em 10 kHz, conforme segue: dados FD calibrados = amostra de dados FD na frequência proposta - referência de dados FD (em 10 kHz).

Supõe-se que a amostra salina de referência seja invariante em frequência, portanto qualquer variação detectada é gerada pelo próprio circuito. Considerando que a impedância das amostras não difere significativamente da referência homogênea, as variações permanecem constantes em todas as amostras. Portanto, subtraindo o vetor de referência, o erro do circuito pode ser eliminado.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo são mostrados os resultados obtidos nos experimentos de campo através da reconstrução de imagens com uso de três *softwares* em EIDORS, o GREIT, o Gauss-Newton e o *Total Variation*.

### 4.1 RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS DOS FANTOMAS E DAS AMOSTRAS BIOLÓGICAS

O *MfEIT UDESC Mark I* foi calibrado a 10 kHz (frequência da imagem de referência) e em outras frequências sem amostras heterogêneas dentro da cuba. Os canais também foram calibrados com base em códigos MATLAB. Para validar esse sistema, vários experimentos foram conduzidos com materiais condutores e isolantes ao longo de dois meses em um laboratório a 23 °C.

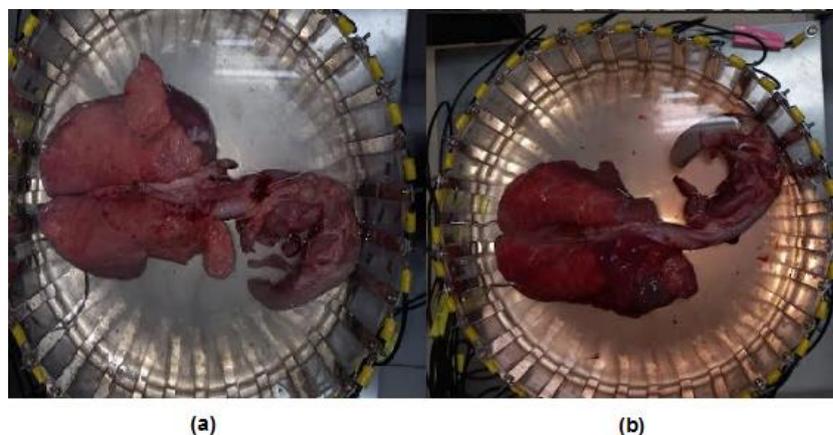
Testes de reconstrução de imagem foram realizados com pedaços de maçã, batata, cenoura, pepino, banana, vidro e alumínio com diversas geometrias e ganhos diversos. Isso permitiu a seleção dos melhores valores de ganho, que chegam a 50 V/V, ajustando as posições dos elementos na cuba, e concluindo que objetos maiores proporcionam imagens com contornos mais fiéis.

### 4.2 RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS DOS PULMÕES SUÍNOS EX VIVO

As medições de potenciais foram obtidas utilizando o *MfEIT UDESC Mark I*, e imagens de dois suínos domésticos da linhagem *Large White*, filo *Chordata*, subfilo *Vertebrata*, foram reconstruídas em 09 de novembro de 2023. Os suínos foram abatidos usando o pistão cativo UMANA (ABATEGIL, 2023), seguindo o padrão ouro em cuidados veterinários para o abate humanitário de suínos. Um pulmão foi considerado saudável pelos veterinários que supervisionaram o experimento, enquanto o outro mostrava sinais de pneumonia enzoótica causada pelo microorganismo *Mycoplasma hyopneumoniae*.

Nesse primeiro experimento, os corações e a traqueia foram inclusos na reconstrução da imagem. Primeiro foram adquiridos e gravados em um arquivo os potenciais elétricos em cada frequência. O código inicializa com a definição das variáveis e inclusão do caminho de arquivos. A variável *UTOM\_path* armazena o caminho para os arquivos de dados a serem lidos. Em seguida, as variáveis *reading*, *buffer\_size* e *n\_commands* são inicializadas. Após esse passo é realizada a leitura de dados da imagem. Dependendo da escolha do usuário, o código lê diferentes tipos de dados de imagem. O usuário pode selecionar entre ler dados de imagem normais, dados de imagem calibrados ou dados de canais. Os dados de imagem lidos são processados de acordo com o tipo de leitura selecionado. Isso pode incluir a remoção de componentes DC, suavização dos dados e conversão do domínio do tempo para o domínio de frequência. Os dados processados são plotados para visualização. Isso inclui a plotagem dos sinais no domínio do tempo e no domínio da frequência. Dependendo dos resultados visuais e da análise dos dados, conclusões podem ser tiradas sobre as características dos sinais e a presença de padrões específicos nos dados. O código inclui *loops* e estruturas de controle para iterar sobre os dados e realizar análises detalhadas em diferentes partes dos dados, como calcular valores harmônicos específicos. O código finaliza fechando todos os gráficos gerados e terminando a execução. A Figura 4.1 mostra as imagens reais dos pulmões e coração de suínos saudáveis à esquerda e, à direita são vistas as imagens reais dos pulmões e coração com patologias.

Figura 4.1 – Imagens reais (a) órgãos saudáveis e (b) órgãos doentes.



Fonte: A AUTORA (2024).

O protocolo do experimento foi registrado junto ao Comitê de Ética no Uso de Animais – CEUA/UEDESC, sob o número 6931201222, conforme documento anexo no Apêndice.

O tamanho dos pulmões saudáveis, incluindo coração e traqueia, é de 21 cm para o pulmão esquerdo e 17 cm para o pulmão direito. O tamanho dos pulmões com patologia (incluindo coração e traqueia) é de 20 cm para o pulmão esquerdo e 16 cm para o pulmão direito.

A posição central da cuba foi escolhida devido ao tamanho dos órgãos animais. As imagens dos pulmões saudáveis e dos pulmões de suínos com pneumonia, nas frequências de 10 kHz, 20 kHz, 30 kHz, 40 kHz, 50 kHz, 90 kHz, 100 kHz, 200 kHz, 300 kHz, 391,3 kHz, 500 kHz, 600 kHz, 900 kHz e 1 MHz, respectivamente, são mostradas no GitHub, no link: <https://github.com/juliagwolff>.

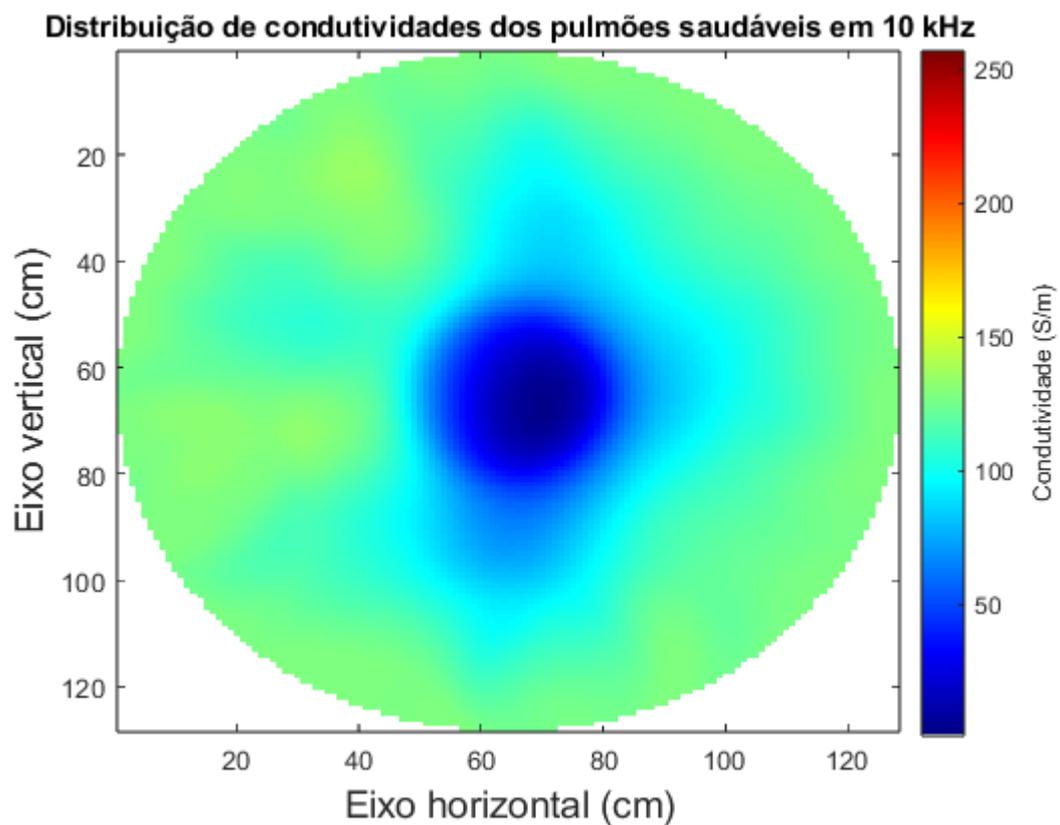
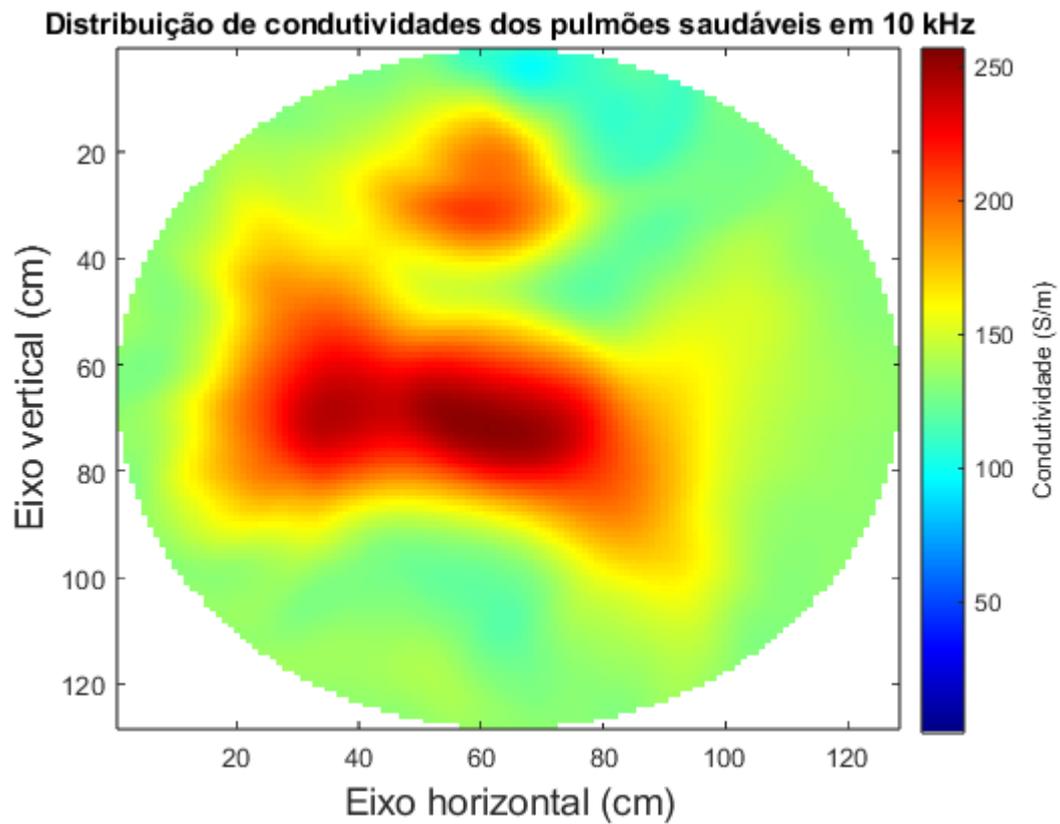
Em algumas das frequências citadas a imagem heterogênea não pode ser reconstruída devido à extrapolação do número de pontos armazenados na matriz de ddps. Acredita-se que é um *bug* do *firmware* e da placa STM.

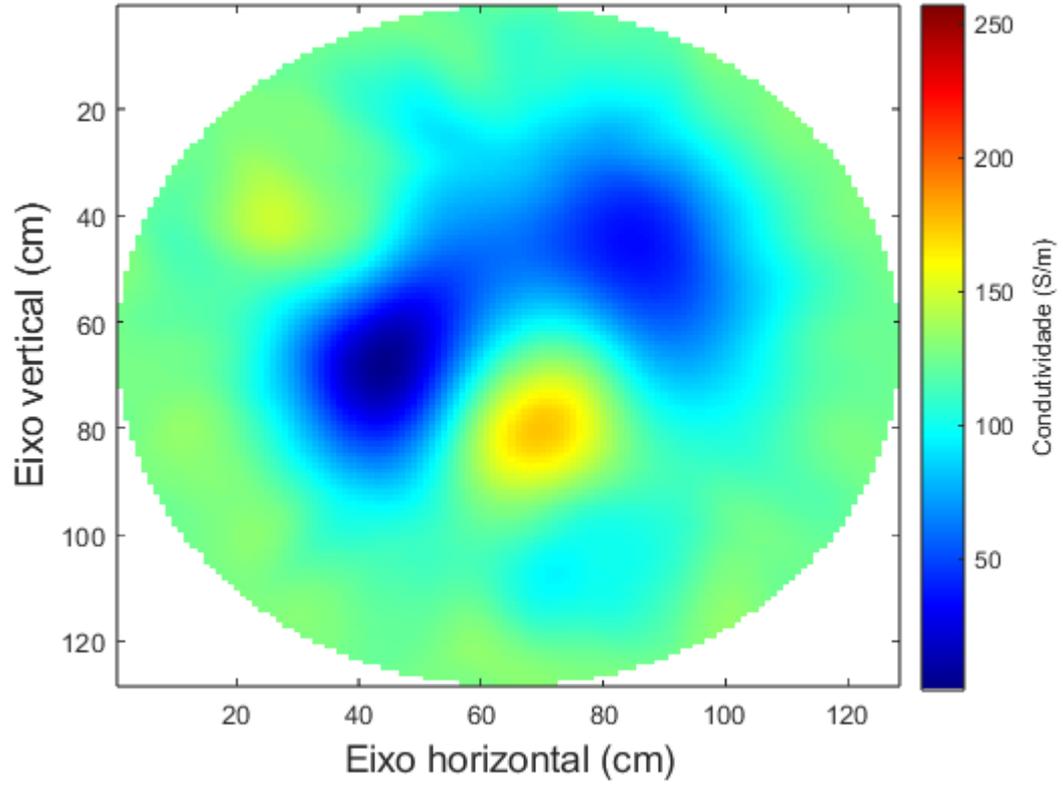
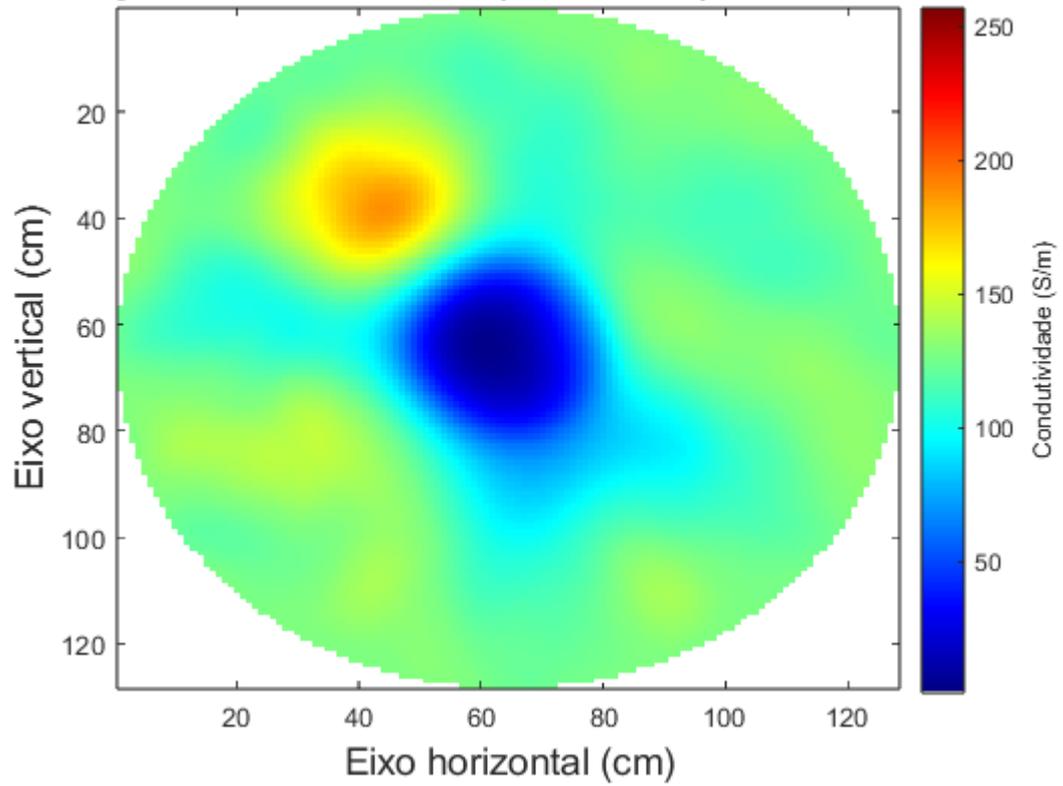
Na Figura 4.2 são mostradas as imagens geradas que correspondem aos pulmões de um suíno saudável (à direita) e de pulmões de um suíno com pneumonia (à esquerda), nas três frequências indicadas, utilizando o algoritmo GREIT, sem valor de ganho.

A MfEIT calcula a distribuição de condutividade interna dos pulmões, em S/m, usando medições de tensão elétrica entre os eletrodos adjacentes. Os métodos convencionais de reconstrução da MfEIT resolvem um modelo linear minimizando o erro de mínimos quadrados, ou seja, a norma Euclidiana ou  $L_2$ , com as técnicas de regularização, como a de Tikhonov (WOLFF, 2011).

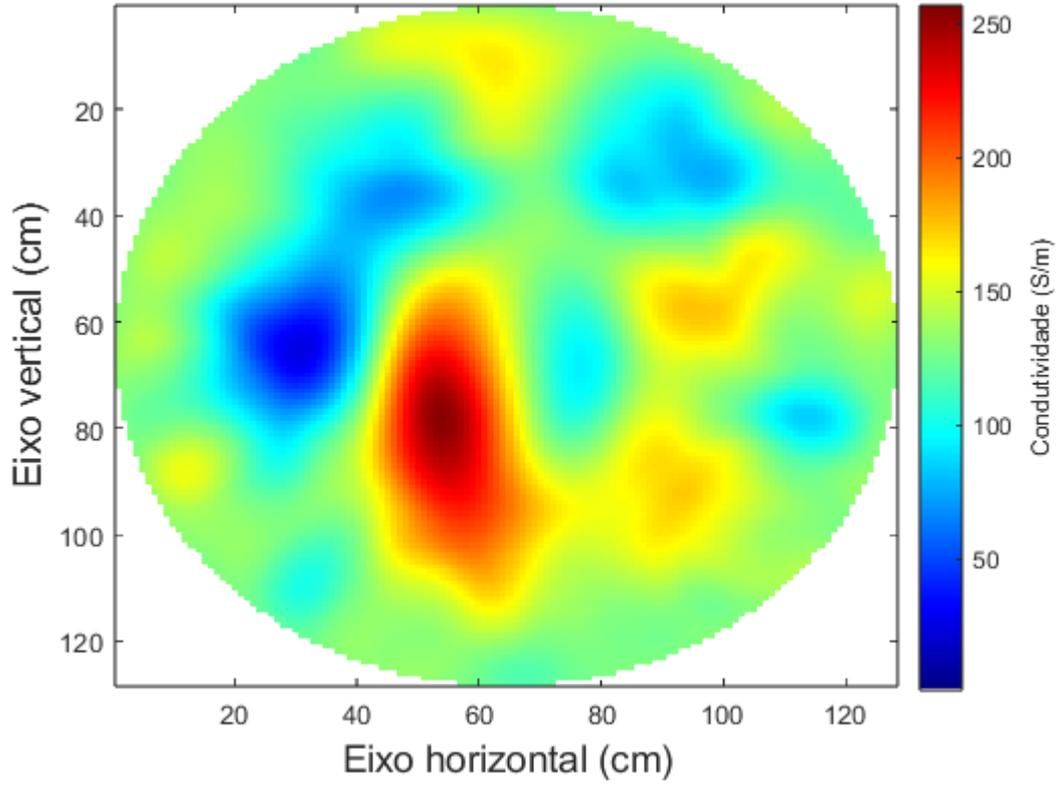
No entanto, as técnicas convencionais como a regularização de Tikhonov (SUN *et al*, 2019) e o método de Monte Carlo (WEST *et al*, 2004) não fornecem imagens adequadas de pulmões inspirando e expirando, portanto, sugere-se o uso de GREIT, *One-Step Gauss-Newton* e *Total Variation*. Na literatura há artigos comparando esses métodos (TEHRANI, 2010), (FARHA, 2017) e (GRYCHTOL *et al*, 2014).

Figura 4.2 – Imagens reconstruídas utilizando GREIT em 10 kHz, 200 kHz e 1 MHz.

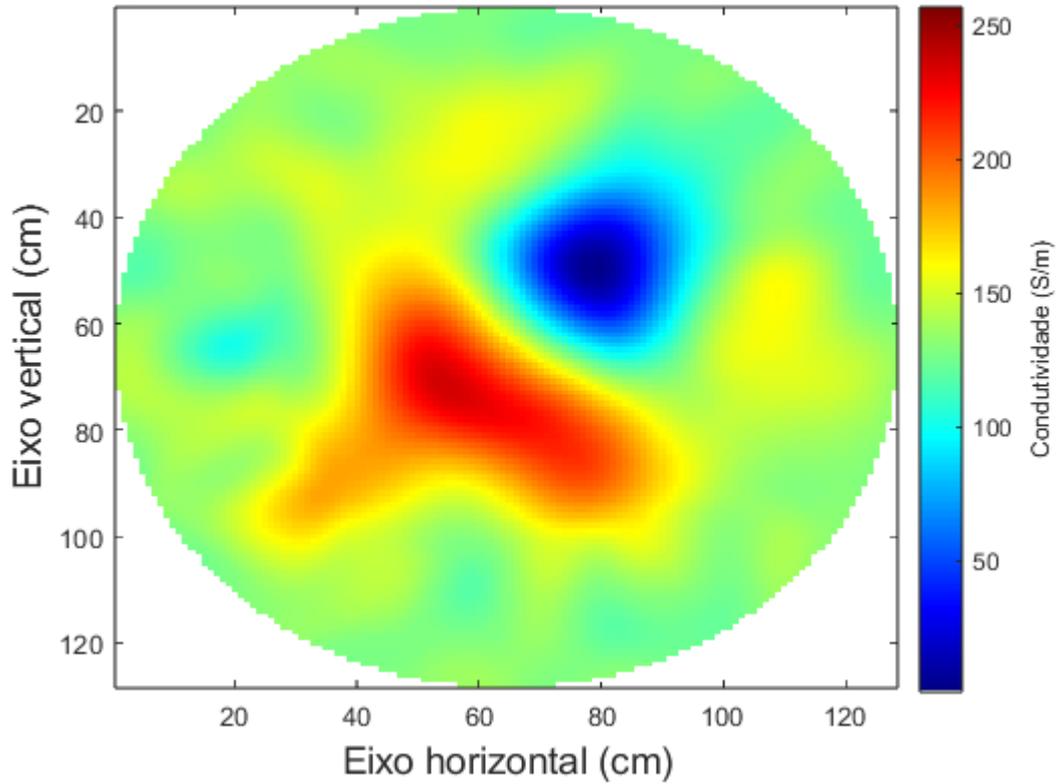


**Distribuição de condutividades dos pulmões saudáveis em 200 kHz****Distribuição de condutividades dos pulmões com pneumonia em 200 kHz**

Distribuição de condutividades dos pulmões com pneumonia em 1MHz



Distribuição de condutividades dos pulmões com pneumonia em 1MHz



Fonte: A AUTORA (2024).

A imagem reconstruída em 200 kHz apresenta maior acurácia em relação às imagens reais e condutividades dos tecidos.

Foi observado que em algumas frequências, independentemente do objeto inserido no interior da cuba, as imagens não puderam ser reconstruídas. Ou seja, as imagens nas frequências de 60 kHz, 70 kHz, 80 kHz, 600 kHz, 700 kHz e 800 kHz não foram geradas pelo MfEIT para os pulmões saudáveis em GREIT. Isso ocorreu devido a resolução do PWM e a frequência do *clock*, que para este processador STM é de 8,0 MHz. Porém, para fazer a divisão dos 19 valores de frequências usadas no *firmware* do MfEIT, utilizou-se a frequência de *clock* de 7,8 MHz. O *clock* trabalha com valores discretos, por esse motivo, não é possível atingir as frequências exatas de 70 kHz e 80 kHz, usando 69,7 e 79,6 kHz, respectivamente. Em 400 kHz foi usado 391,3 kHz, em 700 kHz e 800 kHz foram usados os valores de 692,3 kHz e 818,1 kHz, respectivamente.

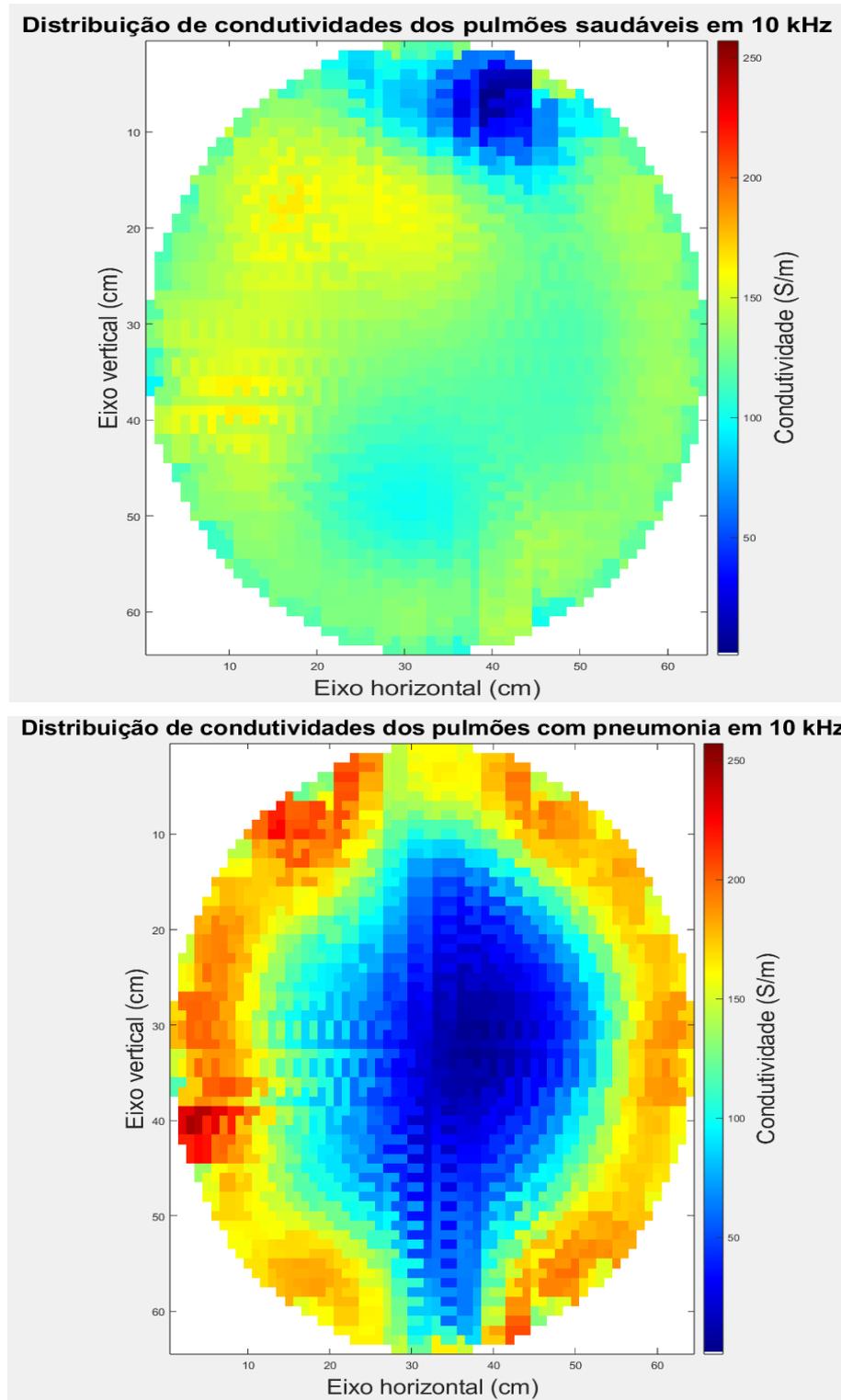
A Relação Sinal-Ruído (SNR) das imagens GREIT do pulmão e coração saudáveis dos porcos é de 20 dB a 10 kHz e 40 dB a 100 kHz, calculada conforme as equações demonstradas em (BRAUN *et al*, 2017) e simulada no EIDORS.

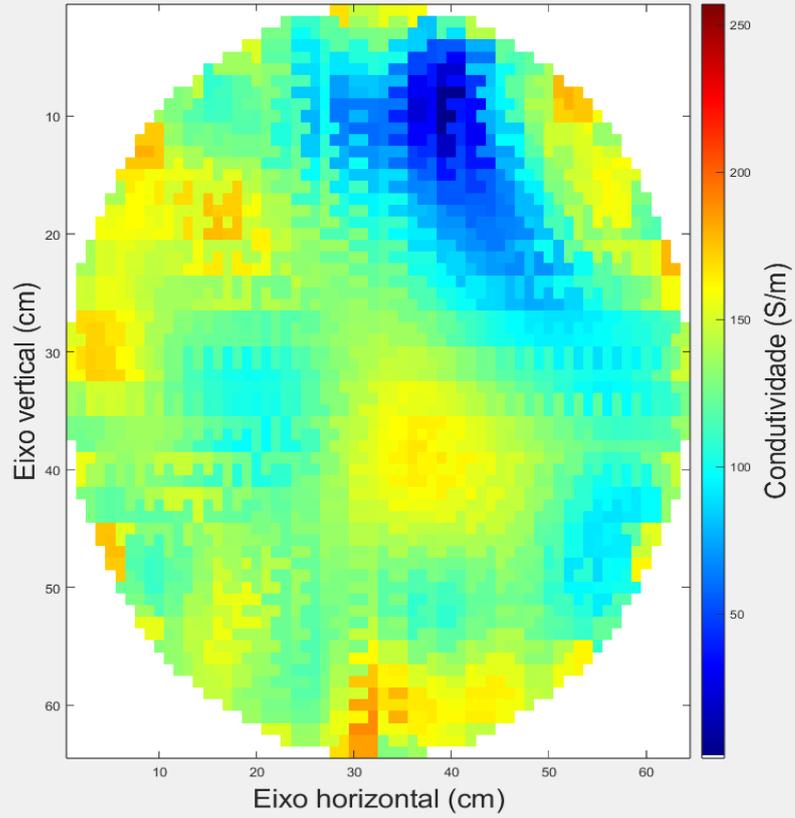
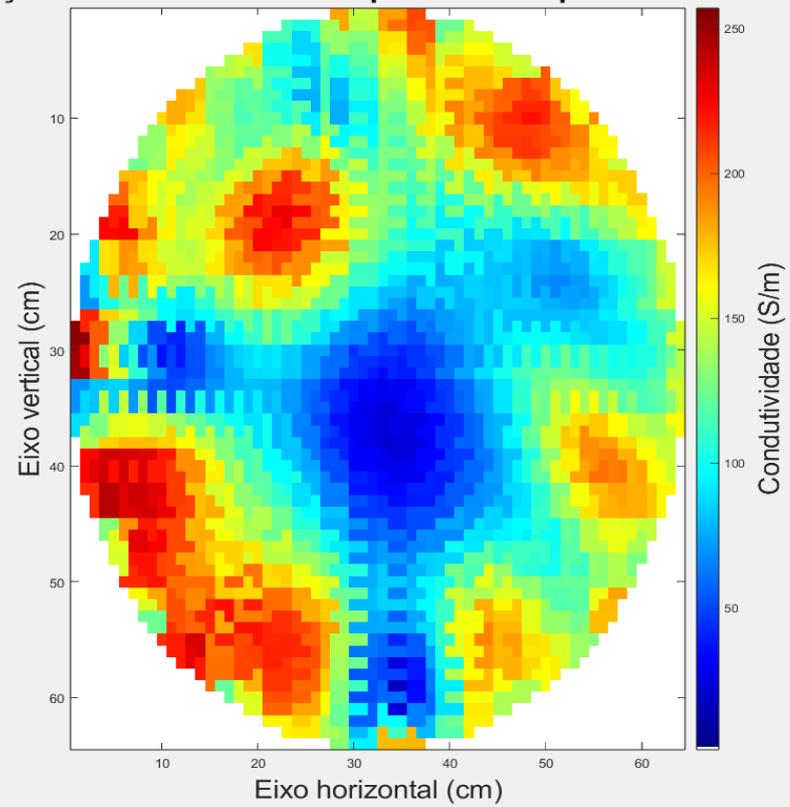
As imagens reconstruídas de pulmões saudáveis e coração de suínos nas frequências de 10 kHz, 20 kHz, 30 kHz, 40 kHz, 50 kHz, 90 kHz, 100 kHz, 200 kHz, 300 kHz, 391,3 kHz, 500 kHz, 900 kHz e 1 MHz, respectivamente, sem ganho, usando o algoritmo *One-Step Gauss-Newton* (OSGN), estão disponíveis no link do GitHub: <https://github.com/juliagwolff/Imagens-e-Arquivos-One-Step-Gauss-Newton>.

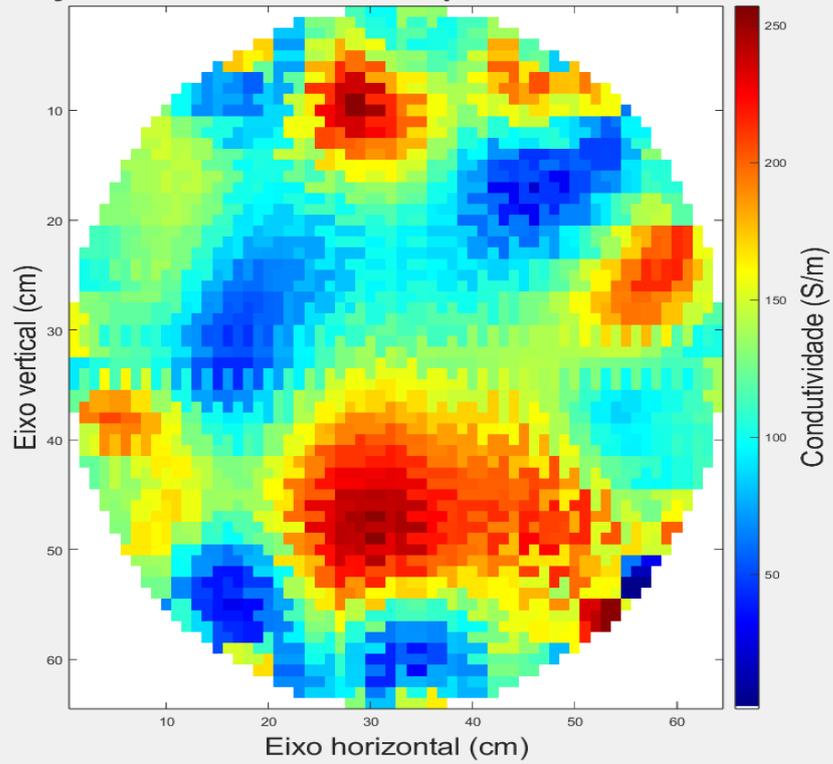
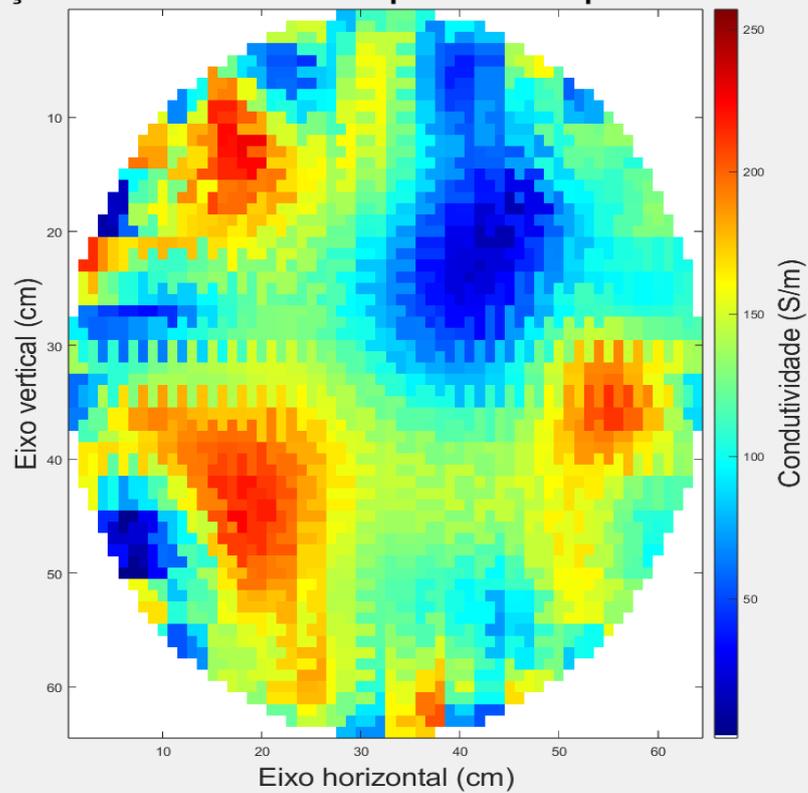
A Figura 4.3 mostra as imagens geradas pelo OSGN, sem adição de ganho, nas frequências indicadas.

Figura 4.3 – Imagens reconstruídas utilizando OSGN em 10 kHz, 200 kHz e 1 MHz.

OSGN



**Distribuição de condutividades dos pulmões saudáveis em 200 kHz****Distribuição de condutividades dos pulmões com pneumonia em 200 kHz**

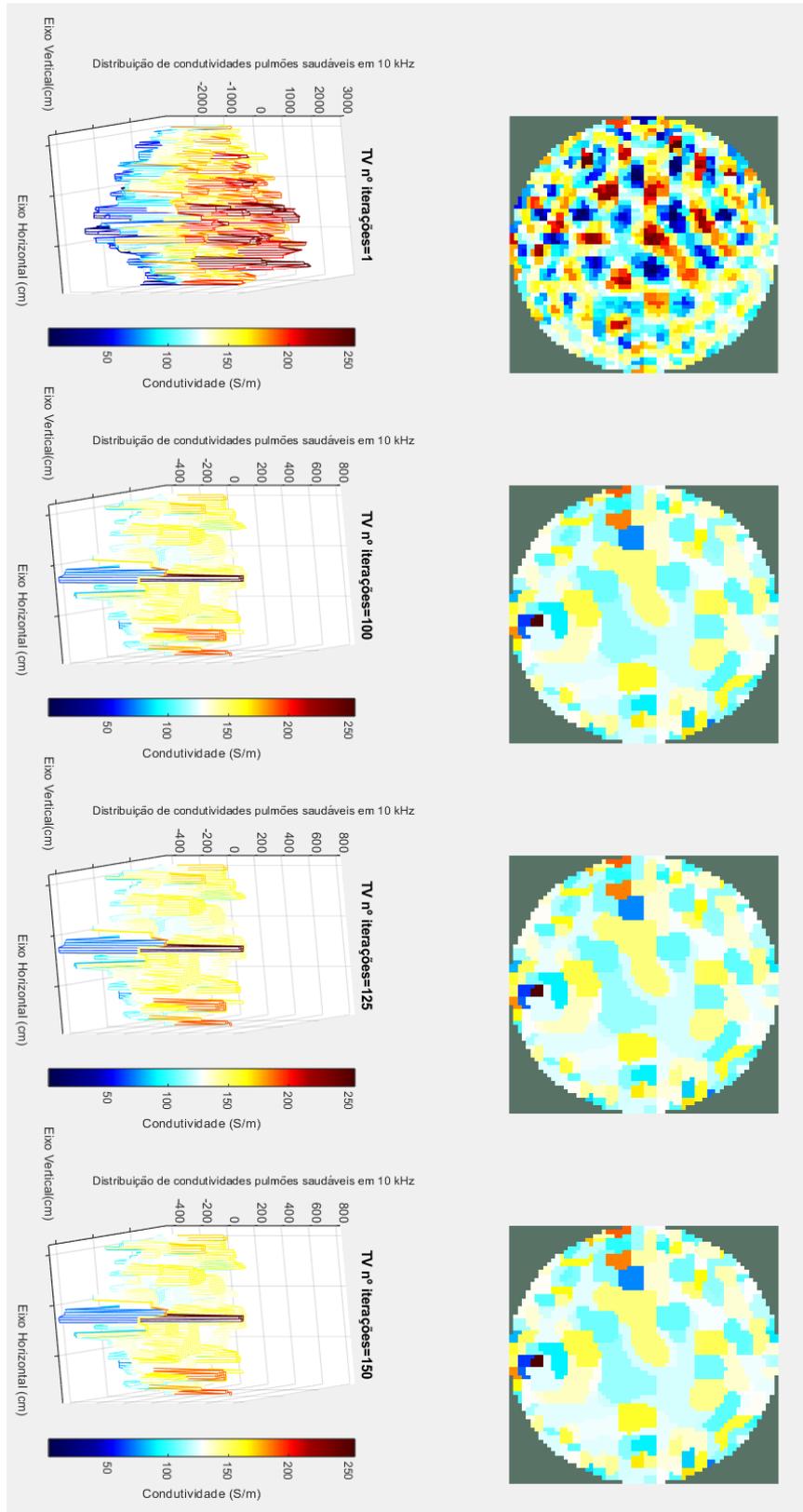
**Distribuição de condutividades dos pulmões saudáveis em 1 MHz****Distribuição de condutividades dos pulmões com pneumonia em 1 MHz**

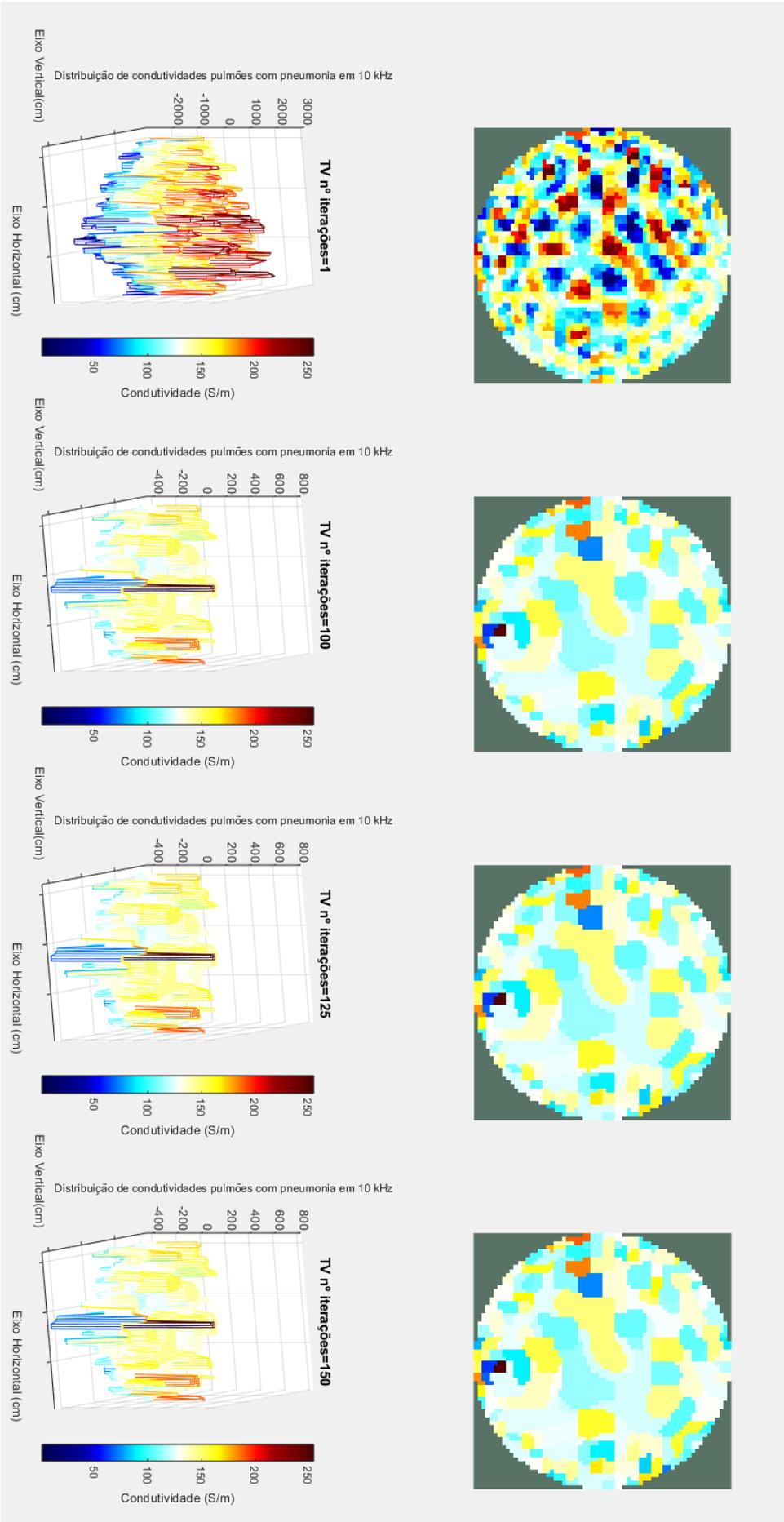
Fonte: A AUTORA (2024).

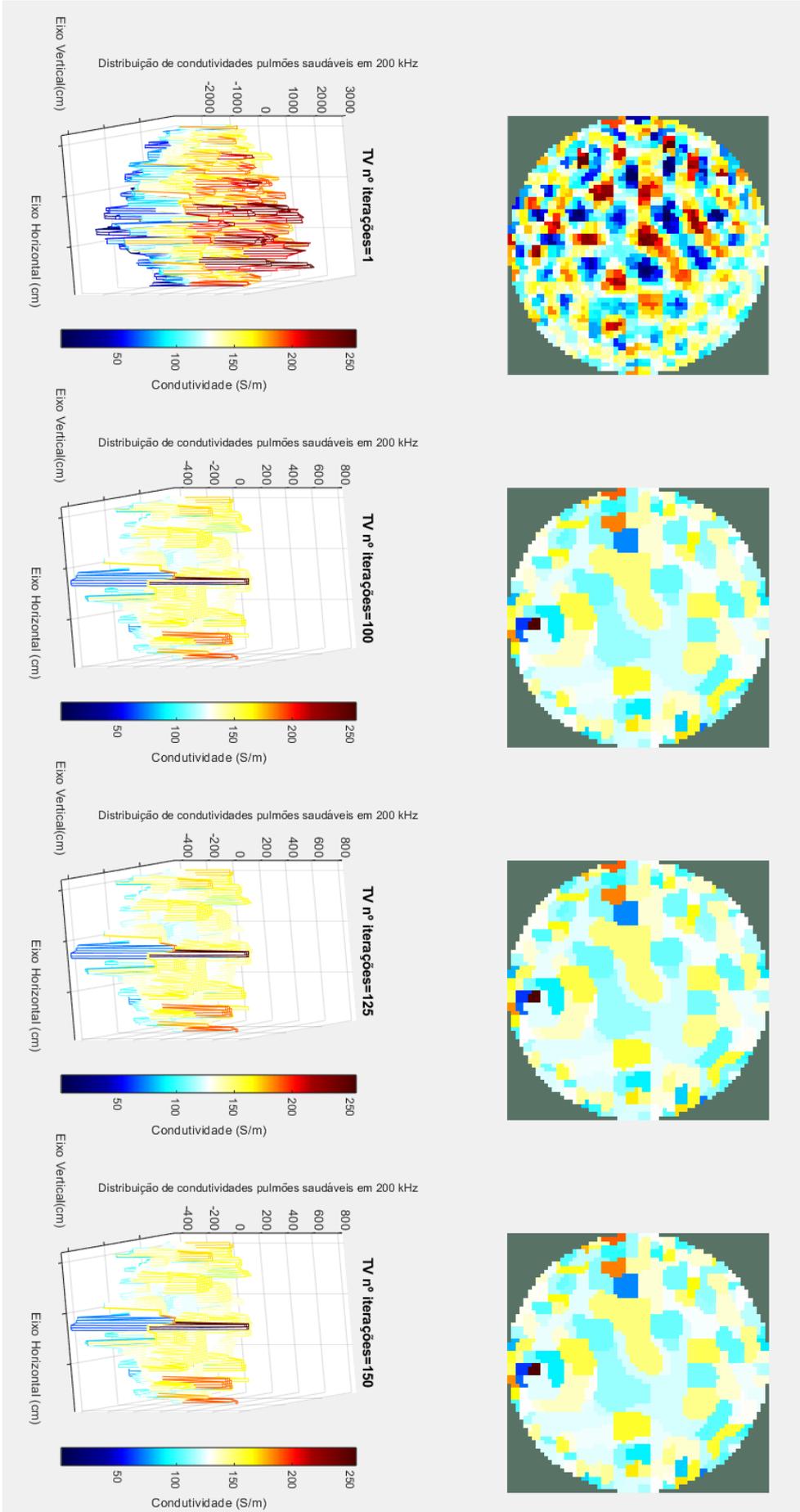
O algoritmo *One-Step Gauss-Newton* modificado, em algumas frequências, mostrou-se semelhante ao algoritmo GREIT modificado e pode ser usado no *MfEIT UDESC Mark I*. A característica dos pulmões pode ser representada por uma escala de cores, onde a cor vermelha indica alta condutividade e a cor azul indica alta resistividade (MAKSALMINA FARHA, 2017).

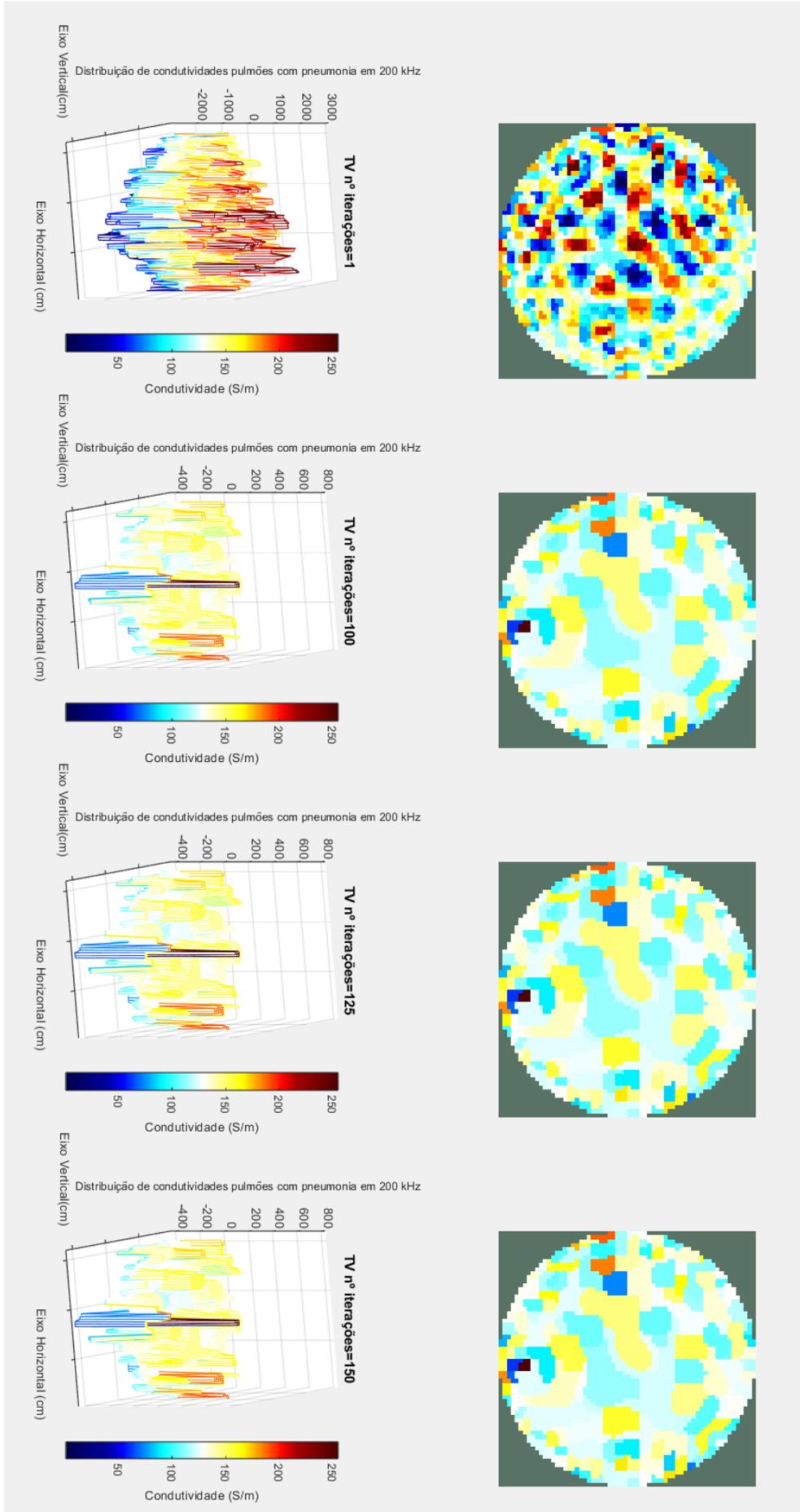
Esse mesmo código de cores poderia ser utilizado nas imagens geradas por meio da técnica TV caso ela tivesse sido validada para esse equipamento. Porém, descartamos a utilização do algoritmo modificado de TV para essa aplicação, conforme veremos a seguir, pelo fato das imagens não corresponderem aos valores reais dos órgãos imageados. As imagens MfEIT usando o algoritmo iterativo *Total Variation*, sem ganho, nas frequências indicadas, com 1 iteração, 100 iterações, 125 iterações e 150 iterações, respectivamente são mostradas na Figura 4.4, na qual as imagens mostram os pulmões e coração saudáveis e com patologias.

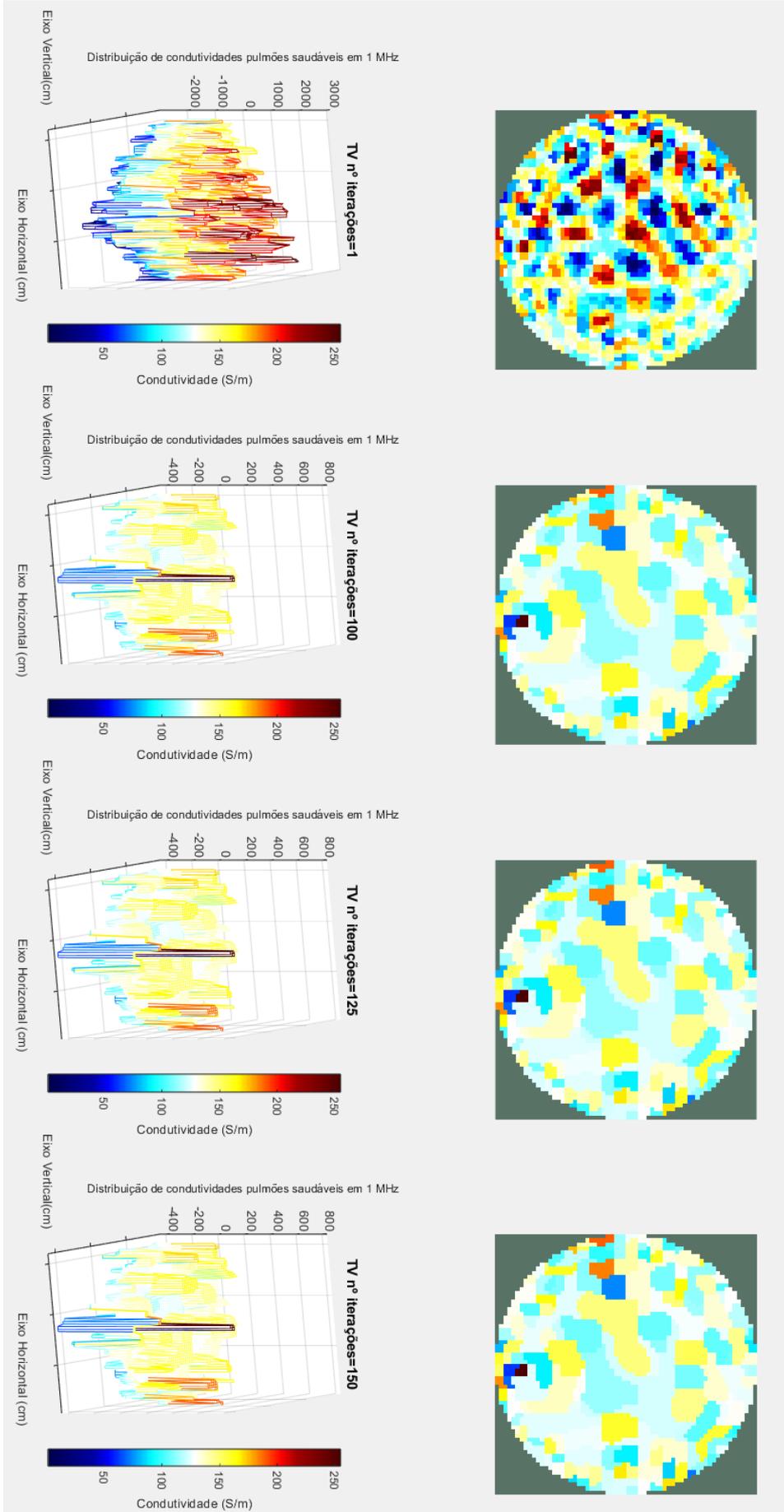
Figura 4.4 – Imagens reconstruídas utilizando TV em 10 kHz, 200 kHz e 1 MHz.

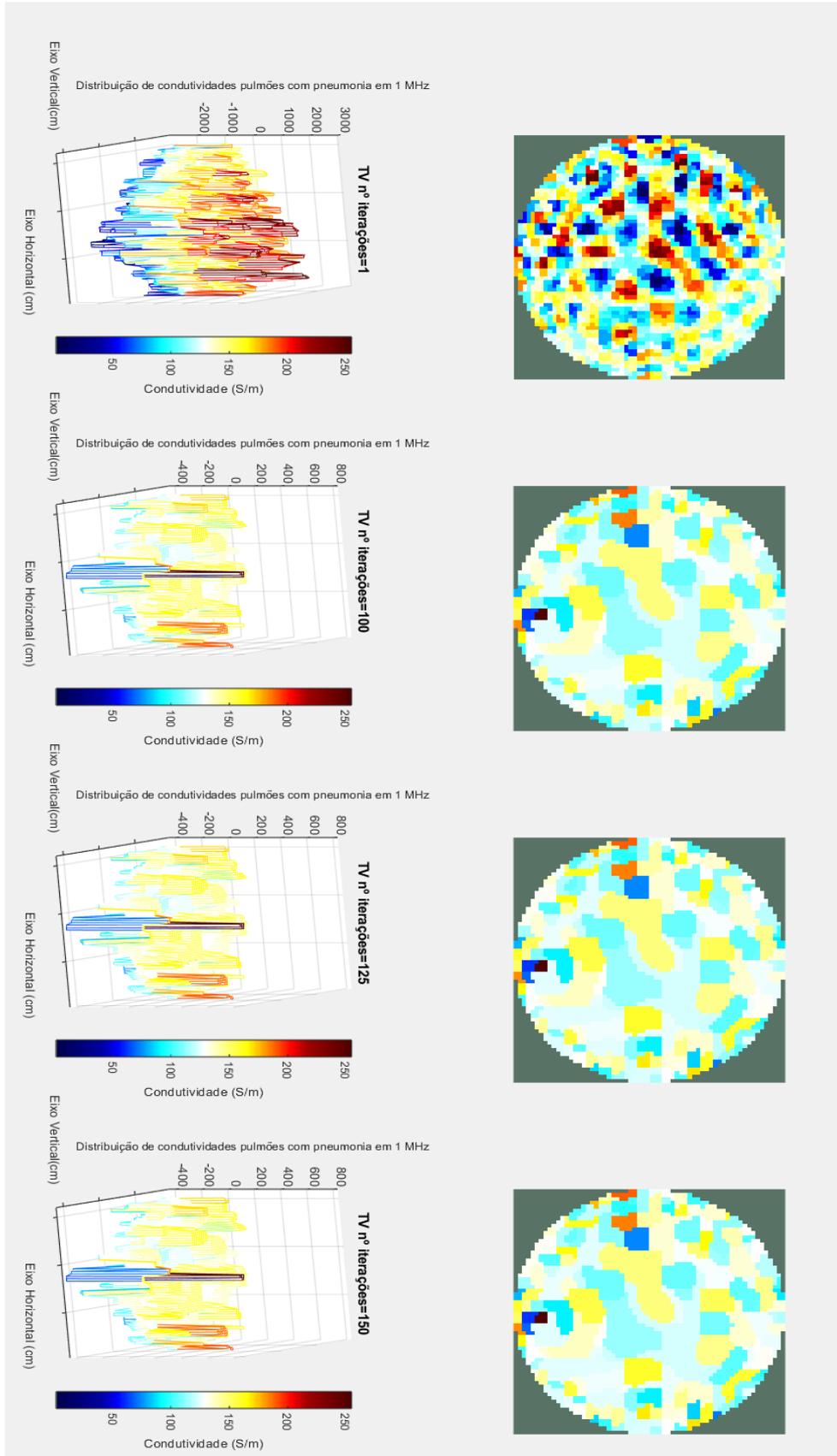












Fonte: A AUTORA (2024).

Apesar da técnica *Total Variation* ter sido utilizada em (BORSIC *et al*, 2009) e (GONG *et al*, 2018) ela não se mostrou adequada, em nenhum valor de frequência para ser usada como *software* no *MfEIT UDESC Mark I*. O número de iterações foi aumentado e demais valores foram testados, porém, sem êxito para esta aplicação.

### 4.3 DISCUSSÕES

A *MfEIT* é limitada por desafios técnicos que comprometem a resolução espacial das imagens reconstruídas. Uma abordagem integrada envolvendo avanços em microeletrônica, eletrônica digital, microprocessadores e sistemas embarcados atuais podem contribuir para melhorar a relação sinal ruído e, assim, elevar o índice da resolução espacial do protótipo. A adição de um amplificador *lock-in* é uma consideração futura para minimizar os ruídos provenientes dos sinais gerados na conversão AD e adquiridos pelo STM, e assim, aprimorar a qualidade da construção, gerando imagens mais nítidas com contornos mais realísticos.

Observa-se que o Sistema *MfEIT UDESC Mark I* reconstrói imagens tomográficas variando as formas do contorno do objeto conforme a frequência varia. Também detecta a posição do objeto dentro da cuba e exibe esse deslocamento na imagem reconstruída. A variação da condutividade é mostrada através da escala de cores e valores descritos na barra de cores.

O algoritmo GREIT usado para reconstrução de imagem apresenta desempenho e resolução superiores em comparação com os algoritmos *Total Variation* e *One-Step Gauss-Newton*. De qualquer modo, o GREIT foi o melhor *software* de reconstrução de imagens testado até o momento para o *hardware* sugerido. A realização do pré-processamento dos sinais de diferença de potencial ajudará a obter imagens mais nítidas com menos artefatos.

Para amostras orgânicas, cujas imagens não foram mostradas neste artigo para evitar prolongar a leitura, o local mais difícil para detectar um objeto pequeno é o centro da cuba. Uma sugestão é ajustar a posição no algoritmo conforme sugerido pela literatura, para trabalhos futuros. Porém, para os pulmões e corações dos suínos, que são órgãos maiores, essa dificuldade não ocorre.

As limitações de *hardware* também interferem na qualidade e precisão das imagens reconstruídas. A sugestão é testar o protótipo com uma fonte de corrente com valor de excitação superior a 0,5 mA. Outra ideia é testar este sistema com o padrão de medição oposto ou variando a corrente de excitação conforme a frequência aumenta. Uma placa de aterramento de aço inoxidável foi utilizada como referência para evitar artefatos e interferências indesejadas nas imagens, aumentando assim sua confiabilidade. No entanto, sugere-se imprimir em 3D uma cuba em PLA, com duas camadas de eletrodos retangulares de zinco.

A partir dessas imagens iniciais obtidas do *MfEIT UDESC Mark I*, pretende-se refinar algoritmos para o caso específico da medicina veterinária, com aplicações em doenças respiratórias suínas. A análise de lesões pulmonares em matadouros de suínos é crucial para obter informações relevantes sobre a prevalência de doenças respiratórias em suínos (HAHN *et al*, 2006), (TREPTE *et al*, 2015).

Devido a limitações nos algoritmos de imagem, como bidimensionalidade, ajuste manual de parâmetros para obtenção da melhor imagem, ajustes de posicionamento de objetos na cuba e necessidade de pós-processamento de imagens com utilização de filtro no tratamento inicial dos dados, a qualidade da imagem foi reduzida. Contudo, exceto em 1 MHz, alterações na condutividade e nos contornos pulmonares são visíveis em outras frequências. Alguns artefatos estão presentes, mas podem ser evitados aplicando a técnica de Análise de Componentes Independentes (ICA) (RAHMAN *et al*, 2013), (YAN *et al*, 2004).

O MfEIT torna-se interessante para o monitoramento de doenças pulmonares em suínos devido à sua portabilidade, baixo custo, natureza livre de radiação e sua capacidade de ser utilizado em casos de hospitalização de suínos.

## 5 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Este trabalho apresentou o desenvolvimento e validação de um sistema MfEIT para medir as tensões em 32 eletrodos, visando a reconstrução em tempo real de imagens pulmonares. O *firmware* foi desenvolvido na plataforma MATLAB para a placa de desenvolvimento, gerando o sinal de excitação de corrente e adquirindo as diferenças de potencial para cada par de eletrodos na cuba. Este *firmware* processa os dados obtidos pelo protótipo e os envia para o computador *host*. Outro código MATLAB foi desenvolvido para filtrar as harmônicas do sinal e reduzir o número de pontos adquiridos usados no algoritmo de reconstrução de imagem. O algoritmo GREIT 2D foi modificado e adaptado para a reconstrução de imagem. Os algoritmos *Total Variation* e *One-Step Gauss-Newton* também foram adaptados, mas não apresentaram bom desempenho em comparação com o GREIT bidimensional. Fantomas de TPU, PLA e ABS condutivos foram pesquisados e desenvolvidos para os testes, e os resultados obtidos foram explicados.

Os resultados incluíram testes de bancada e a reconstrução de imagens de distribuição de condutividade usando o GREIT bidimensional em FANTOMAS condutivos (com gelatina no interior) e isolantes. O MFEIT reconstruiu os fantomas e mostrou as diferenças de condutividade. O mesmo ocorreu com imagens de amostras orgânicas, permitindo ajustar a posição ótima do objeto na cuba e selecionar os valores de ganho mais adequados de acordo com a frequência desejada. A frequência de 1 MHz não reconstrói de forma confiável objetos devido à presença de numerosos artefatos. As imagens de pulmões de porco abrem a possibilidade de usar o equipamento MfEIT na medicina veterinária para a detecção de doenças pulmonares, aumentando assim a confiabilidade da qualidade da carne suína para consumo humano. Os métodos GREIT e OSGN mostraram-se bastante promissores para reconstrução de imagens da condutividade em pulmões *ex vivo* de suínos com pneumonia e saudável, na faixa de radiofrequências. Esse trabalho demonstrou um grande potencial clínico veterinário da MfEIT em conjunto com os algoritmos GREIT e *Gauss-Newton* como opção médica rápida, barata e portátil, para reconstrução de imagens em clínicas veterinárias, em estábulos ou no campo.

## 5.1 TRABALHOS FUTUROS

Como trabalhos futuros, sugere-se o desenvolvimento de uma cinta de neoprene com 32 eletrodos para aplicar o sistema MfEIT em porcos vivos e estudar a presença de edema, pneumonia e outras doenças respiratórias para detectar patologias antes do abate do animal.

O *software* de reconstrução de imagens passará por testes e otimizações com técnicas de aprendizado profundo, objetivando aprimorar a qualidade e velocidade de processamento das imagens. Sugere-se a confecção de uma Interface Gráfica ao Usuário desenvolvida em MATLAB para o uso da equipe médica.

Outra proposta de aprimoramento é a implementação de comunicação *wireless* para *smartphones* ou estações de computadores remotos para que os veterinários e técnicos possam acompanhar o monitoramento do animal em seu habitat, sem sair da clínica.

Recomenda-se a submissão de um protocolo ao Comitê de Ética em Pesquisa, contemplando estudos com animais e/ou humanos, visando testes mais próximos da realidade clínica. Estes procedimentos, idealmente, ocorrerão em unidades de terapia intensiva, integrando o sistema MfEIT ao Inspire® e a dispositivos de eletrocardiografia (ECG). Tal integração objetiva uma interface mais intuitiva, agregando informações relevantes como dados de PEEP, susceptibilidade elétrica, ECG e precisão imagética, juntamente com outros indicadores vitais, durante a coleta de dados do paciente.

## REFERÊNCIAS

ABBOUD, M. *et al.* Monitoring of peripheral edema using electrical bioimpedance measurements. In: **Proceedings of 17th International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE**, 1995. p. 641-642.

ABERG, P. *et al.* Skin cancer identification using multifrequency electrical impedance-a potential screening tool. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 51, n. 12, p. 2097-2102, 2004.

ABDULLA, U. G.; BUKSHTYNOV, V.; SEIF, S. Breast cancer detection through electrical impedance tomography and optimal control theory: Theoretical and computational analysis. **arXiv preprint arXiv:1809.05936**, 2018.

ADLER, A. *et al.* A feasibility study of in vivo electromagnetic imaging. **Physics in Medicine & Biology**, v. 38, n. 1, p.151-160, 1993.

ADLER, A.; GUARDO, R. A neural network image reconstruction technique for Electrical Impedance Tomography. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 13, n. 4, p. 594-600, 1994.

ADLER, A.; GUARDO, R. Electrical impedance tomography: regularized imaging and contrast detection. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 15, n. 2, p. 170-179, 1996.

ADLER, A. *et al.* Monitoring changes in lung air and liquid volumes with electrical impedance tomography. **Journal of Applied Physiology**, v. 83, n. 5, p. 1762-1767, 1997.

ADLER, A.; LIONHEART, W. R. B. EIDORS: Towards a community-based extensible software base for EIT. In: **Proceedings of the 6th Conference on Biomedical Applications of Electrical Impedance Tomography**, London, 2005.

ADLER, A.; LIONHEART, W. R. B. Uses and abuses of EIDORS: An extensible software base for EIT. **Physiological Measurement**, v. 27, n. 5, p. S25–S42, 2006.

ADLER, A.; DAI, T.; LIONHEART, W. R. B. Temporal image reconstruction in electrical impedance tomography. **Physiological Measurement**, v. 28, n. 7, p. S1, 2007.

ADLER, A. *et al.* GREIT: a unified approach to 2D linear EIT reconstruction of lung images. **Physiological Measurement**, v. 30, n. 6, p. S35, 2009.

ADLER, A. *et al.* Whither lung EIT: where are we, where do we want to go and what do we need to get there? **Physiological Measurement**, v. 33, n. 5, p. 679, 2012.

ADLER, A.; BOYLE, A. Electrical impedance tomography: tissue properties to image measures. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 64, n. 11, p. 2494-2504, 2017.

AGNELLI, J. P. *et al.* Classification of stroke using neural networks in electrical impedance tomography. **Inverse Problems**, v. 36, n.11, p. 115008, 2020.

AHMED, M. *et al.* An electrical impedance tomography system for thyroid gland with atiny electrode array. **International Journal of Biomedical Engineering and Science (IJBES)**, v. 3, p. 41-49, 2016.

AHMAD, S. *et al.* Comparison of statistical inversion with iteratively regularized Gauss Newton method for image reconstruction in electrical impedance tomography. **Applied Mathematics and Computation**, v. 358, p. 436-448, 2019.

ALRUWAILI, E. e LI, J. Majorization–minimization Total Variation solution methods for electrical impedance tomography. **Mathematics**, v. 10, n. 9, p. 1469, 2022.

ALSAKER, M. **Computational advancements in the D-Bar reconstruction method for 2-D Electrical Impedance Tomography**. Dissertation. Colorado: Colorado State University, 2016.

ARISTOVICH, K. Y. *et al.* Imaging fast electrical activity in the brain with electrical impedance tomography. **Neuroimage**, v. 124, p. 204-213, 2016.

BAGSHAW, A. P. *et al.* Electrical impedance tomography of human brain function using reconstruction algorithms based on the finite element method. **NeuroImage**, v. 20, n. 2, p. 752-764, 2003.

BAIDILLAH, M. R.; KAWASHIMA, D.; TAKEI, M. Compensation of volatile-distributed current due to variance of the unknown contact impedance in an electrical impedance tomography sensor. **Measurement Science and Technology**, v. 30, n. 3, p. 034002, 2019.

BARBER, D. C. e BROWN, B. H. Applied potential tomography. **Jornal of Physics E: Scientific Instruments**, v. 17, n. 9, p. 723-733, 1984.

BARBER, D. C. e SEAGAR, A. D. Fast reconstruction of resistance images. **Clinical Physics and Physiological Measurement**, v. 8, n. 4A, p. 47-54, 1987.

BAKUSHINSKII, A. B. The problem of the convergence of the iteratively regularized Gauss–Newton method. **Zhurnal Vychislitel'noi Matematiki i Matematicheskoi Fiziki**, v. 32, n. 9, p. 1503-1509, 1992.

BARBER, D. C.; BROWN, B. H. AVIS, N. J. Image reconstruction in electrical impedance tomography using filtered back-projection. In: **14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**. IEEE, 1992. p. 1691-1692.

BARROW, A. J. e WU, S. M. Impedance measurements for cervical cancer diagnosis. **Gynecologic Oncology**, v. 107, n. 1, p. S40-S43, 2007.

BAYFORD, R. H. Bioimpedance tomography (Electrical impedance tomography). In: **Annual Review of Biomedical Engineering**, v. 8, p. 63-91, 2006.

BERA, T. K.; NAGARAJU, J. Studies and evaluation of EIT image reconstruction in EIDORS with simulated boundary data. In: **Proceedings of the Second International Conference on Soft Computing for Problem Solving (SocProS 2012), December 28-30, 2012**. Springer, New Delhi, 2012. p. 1573-1581.

BERALDO, R. G.; MOURA, F. S. Time-difference electrical impedance tomography with a blood flow model as prior information for stroke monitoring. In: **Brazilian Congress on Biomedical Engineering**. Springer, Cham, 2022. p. 1823-1828.

BORSIC, A. *et al.* Sensitivity study and optimization of a 3D electric impedance tomography prostate probe. **Physiological Measurement**, v. 30, n. 6, p. S1–18, 2009.

BRABANT, O. A. *et al.* Thoracic electrical impedance tomography — the 2022 veterinary consensus statement. **Frontiers in Veterinary Science**, v. 9, p. 946911, 2022.

BRANDSTÄTTER, B. *et al.* Direct estimation of Cole parameters in multifrequency EIT using a regularized Gauss–Newton method. **Physiological Measurement**, v. 24, n. 2, p. 437, 2003.

BRAUN, R. P. *et al.* Electrical impedance spectroscopy in skin cancer diagnosis. **Dermatologic Clinics**, v. 35, n. 4, p. 489-493, 2017.

BRAUN, F. *et al.* Limitations and challenges of EIT-based monitoring of stroke volume and pulmonary artery pressure. **Physiological Measurement**, v. 39, n. 1, p. 014003, 2018.

BRAUN, F. *et al.* EIT measurement of pulmonary artery pressure in neonatal lambs. In: **20th International Conference on Biomedical Applications of Electrical Impedance Tomography**, London, UK, July 1-3, 2019. Proceedings. 2019.

BRAZEY, B. *et al.* Electrical impedance tomography: a potential tool for intraoperative imaging of the tongue base. **Physiological Measurement**, v. 43, n. 1, p. 015008, 2022.

BROWN, B. H. *et al.* Neonatal lungs-can absolute lung resistivity be determined non-invasively? **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 40, n. 4, p. 388-394, 2002.

BROWN, B. H.; BARBER, D. C.; SEAGAR, A. D. Applied potential tomography: possible clinical applications. **Clinical Physic and Physiological Measurement**, v. 6, n. 2, p. 109-21, 1985.

BROWN, B. H. Electrical impedance tomography (EIT): a review. **Journal of Medical Engineering & Technology**, v. 27, n. 3, p. 97-108, 2003.

BROWN, B. H. e SEAGAR, A. D. The Sheffield data collection system. **Clinical Physics and Physiological Measurement**, v. 8, p. 91-97, 1987.

BROWN, B. H. *et al.* Multi-frequency imaging and modelling of respiratory related electrical impedance changes. **Physiological Measurement**, v. 15, n. 2A, p. A1-A12, 1994.

CAMPBELL, M. A. **Improving electrical impedance tomography imaging of the brain**. Tese de Doutorado. Carleton University, 2020.

CAO, L. *et al.* Real-time imaging of infarction deterioration after ischemic stroke in rats using electrical impedance tomography. **Physiological Measurement**, v. 41, n. 1, p. 015004, 2020.

CARVALHO, W. B. de *et al.* Ventilatory support recommendations in children with SARS-CoV-2. **Revista da Associação Médica Brasileira**, v. 66, n. 4, p. 528-533, 2020.

CASAS, O. *et al.* A parallel broadband real-time system for electrical impedance tomography. **Physiological Measurement**, v. 17, n. 4A, p. A1-A6, 1996.

CHATZIOANNIDIS, I.; SAMARAS, T.; NIKOLAIDIS, N. Electrical impedance tomography: a new study method for neonatal respiratory distress syndrome? **Hippokratia**, v. 15, n. 3, p. 211-215, 2011.

CHEN, R. *et al.* A stacked autoencoder neural network algorithm for breast cancer diagnosis with magnetic detection electrical impedance tomography. **IEEE Access**, v. 8, p. 5428-5437, 2019.

CHENG, K.-S.; CHEN, B.-H.; TONG, H.-S. Electrical impedance image reconstruction using the genetic algorithm. In: **Proceedings of 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**. IEEE, 1996. p. 768-769.

CHENG, K.-S.; SU, P.-L.; KO, Y.-F. Separation of heart and lung-related signals in electrical impedance tomography using empirical mode decomposition. **Current Medical Imaging**, v. 18, n. 13, p. 1396-1415, 2022.

CHEREPENIN, V. A. *et al.* Three-dimensional EIT imaging breast tissues: system design and clinical testing. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 21, n. 6, p. 662-667, 2002.

CHEREPENIN, V. *et al.* Preliminary static EIT images of the thorax in health and disease. **Physiological Measurement**, v. 23, n. 1, p. 33, 2001.

CHEREPENIN, V. *et al.* A 3D electrical impedance tomography (EIT) system for breast cancer detection. **Physiological Measurement**, v. 22, n. 1, p. 9-18, 2001.

CHUNG, E. T.; CHAN, T. F.; TAI, X.-C. Electrical impedance tomography using level set representation and total variational regularization. **Journal of Computational Physics**, v. 205, n. 1, p. 357-372, 2005.

COHEN-BACRIE, C.; GOUSSARD, Y.; GUARDO, R. Regularized reconstruction in electrical impedance tomography using a variance uniformization constraint. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 16, n. 5, p. 562-571, 1997.

COOK, R. D. *et al.* ACT 3: a high speed high precision electrical impedance tomograph. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 41, n. 8, p. 713-722, 1994.

DARMA, P. N.; KAWASHIMA, D.; TAKEI, M. Gastric electrical impedance tomography (gEIT) based on a 3D Jacobian matrix and dual-step fuzzy clustering post-processing. **IEEE Sensors Journal**, v. 22, n. 14, p. 14336-14346, 2022.

DE LIMA, C. R. *et al.* Electrical impedance tomography through constrained sequential linear programming: a topology optimization approach. **Measurement Science and Technology**, v. 18, n. 9, p. 2847, 2007.

DEIBELE, J. M.; LUEPSCHEN, H.; LEONHARDT, S. Dynamic separation of pulmonary and cardiac changes in electrical impedance tomography. **Physiological Measurement**, v. 29, n. 6, p. S1, 2008.

DOWRICK, T. *et al.* Parallel, multi frequency EIT measurement, suitable for recording impedance changes during epilepsy. **Journal of Electrical Bioimpedance**, v. 6, n. 1, p. 37-43, 2015.

DOWRICK, T.; BLOCHET, C.; HOLDER, D. *In vivo* bioimpedance measurement of healthy and ischaemic rat brain: implications for stroke imaging using electrical impedance tomography. **Physiological Measurement**, v. 36, n. 6, p. 1273-1282, 2015.

DOWRICK, T. *et al.* EIT-MESHER—Segmented FEM mesh generation and refinement. **Journal of Open Research Software**, v. 8, n. 1, p. 27, 2020.

DRÄGER. **Dräger PulmoVista® 500**. Disponível em: <<https://www.draeger.com/pt-br/Products/PulmoVista-500>>. Acesso em: 13 jul. de 2024.

EIDORS. Disponível em: <<http://eidors3d.sourceforge.net/>>. Acesso em: 13 jul. de 2024.

FAGERBERG, A., STENQVIST, O., & ÅNEMAN, A. Electrical impedance tomography applied to assess matching of pulmonary ventilation and perfusion in a porcine experimental model. **Critical Care**, v. 13, p. 1-12, 2009.

FEITOSA, A. R. S. **Reconstrução de imagens de tomografia por impedância elétrica utilizando o método dialético de otimização**. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Pernambuco, 2015.

FILIPOWICZ, S. F.; RYMARCZYK, T. Measurement methods and image reconstruction in electrical impedance tomography. **Przegląd Elektrotechniczny**, v. 88, n. 6, p. 247-250, 2012.

FOLINO, A. *et al.* Electrical impedance tomography as a clinical monitoring tool in patients with cystic fibrosis. **European Respiratory Journal**, v. 56, p. 352, 2020.

FORONDA, F. A. K. *et al.* Electrical impedance tomography clues to detect pulmonary thrombosis in a teenager with COVID-19. **Pediatric Radiology**, v. 52, n. 1, p. 144-147, 2022.

FRERICHS, I. *et al.* Electrical impedance tomography (EIT) in applications related to lung and ventilation: a review of experimental and clinical activities. **Physiological Measurement**, v. 21, n. 2, p. R1-R21, 2000.

FRERICHS, I. *et al.* Distribution of lung ventilation in spontaneously breathing neonates lying in different body positions. **Intensive Care Medicine**, v. 29, n. 5, p. 787-794, 2003.

GEHRE, M. *et al.* Sparsity reconstruction in electrical impedance tomography: An experimental evaluation. **Journal of Computational and Applied Mathematics**, v. 236, n. 8, p. 2126-2136, 2012.

GIBOT, S. *et al.* Positive end-expiratory pressure setting in COVID-19-related acute respiratory distress syndrome: comparison between electrical impedance tomography, PEEP/FiO<sub>2</sub> tables, and transpulmonary pressure. **Frontiers in Medicine**, v. 8, p. 720920, 2021.

GIBSON, A.; BAYFORD, R. H.; HOLDER, D. S. Two-dimensional finite element modelling of the neonatal head. **Physiological Measurement**, v. 21, n. 1, p. 45, 2000.

GISSER, D. G. *et al.* Analog electronics for a high-speed high-precision electrical impedance tomography. In: **Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE EMBS (Engineering in Medicine and Biology Society)**, n. 13, p. 23-24, 1991.

GOMES, J. C. *et al.* **Electrical impedance tomography image reconstruction based on backprojection and extreme learning machines.** *Manuscript*. Recife: Universidade Federal de Pernambuco, 2020.

GONÇALVES, R. F. L. *Electrical Impedance Tomography – Thorax.* Instituto Superior Técnico, Lisboa, 2014. Disponível em:

<<https://pdfs.semanticscholar.org/4a7e/1adecf3841cde5ebf996a03bb505662d14f4.pdf>>.

Acesso em: 11 abr. de 2020.

GONG, B. et al. Higher order total variation regularization for EIT reconstruction. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 56, p. 1367-1378, 2018.

GOREN, N. *et al.* Multi-frequency electrical impedance tomography and neuroimaging data in stroke patients. **Scientific Data**, v. 5, n. 1, p. 1-10, 2018.

GOREN, N. **Clinical applications of electrical impedance tomography in stroke and traumatic brain injury**. Ph.D. Thesis. London: University College London, 2020.

GROOTVELD, C. J.; SEGAL, A.; SCARLETT, B. Regularized modified Newton-Raphson technique applied to electrical impedance tomography. **International Journal of Imaging Systems and Technology**, v. 9, n. 1, p. 60-65, 1998.

GRYCHTOL, B.; ADLER, A. Uniform background assumption produces misleading lung EIT images. **Physiological Measurement**, v. 34, n. 6, p. 579, 2013.

GRYCHTOL, B. *et al.* Thoracic EIT in 3D: experiences and recommendations. **Physiological Measurement**, v. 40, n. 7, p. 074006, 2019.

GULIASHKI, V. A Quickened genetic nonlinear reconstruction algorithm for EIT. In: **iCEST 2008**, Servia, 2008.

HAFSA, M. *et al.* 3D image reconstruction based on electrical impedance tomography measurements using a Gauss-Newton algorithm. In: **2021 International Workshop on Impedance Spectroscopy (IWIS)**. IEEE, 2021. p. 118-122.

HAFSA, M. *et al.* A parallel architecture of a genetic algorithm for EIT image reconstruction. In: **2021 18th International Multi-Conference on Systems, Signals & Devices (SSD)**. IEEE, 2021. p. 965-970.

HAHN, G. *et al.* Changes in the thoracic impedance distribution under different ventilatory conditions. **Physiological Measurement**, v. 16, n. 3A, p. A161-173, 1995.

HALTER, R. J. *et al.* Real-time electrical impedance variations in women with and without breast cancer. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 34, n. 1, p. 38-48, 2015.

HAMILTON, S. J. *et al.* A direct D-Bar reconstruction algorithm for recovering a complex conductivity in 2D. **Inverse Problems**, v. 28, n. 9, p. 095005, 2012.

HAMILTON, S. J. *et al.* 3D EIT reconstructions from electrode data using direct inversion D-Bar and calderon methods, 2020. Disponível em: <<https://arxiv.org/pdf/2007.03018.pdf>>. Acesso em: 13 jul. de 2024.

HAMILTON, S. J.; MUELLER, J. L.; SANTOS, T. R. Robust computation in 2D absolute EIT (a-EIT) using D-Bar methods with the 'exp' approximation. **Physiological Measurement**, v. 39, n. 6, p. 064005, 2018.

HANKARE, P. e CHEERAN, A. N. An automated portable and noninvasive approach for breast tumor findings using 2 D electrical impedance tomography in early stage. **2020 International Conference on Computer Science, Engineering and Applications (ICCSEA)**. IEEE, 2020. p. 1-5.

HARTINGER, A. E.; GUARDO, R.; GAGNON, H. EIT system and reconstruction algorithm adapted for skin cancer imaging. In: **2012 11<sup>th</sup> International Conference on Information Science, Signal processing and their applications (ISSPA)**. IEEE, 2012. p. 798-803.

HARTOV, A. *et al.* A Multichannel continuously selectable multifrequency electrical impedance spectroscopy measurement system. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 47, n. 1, p. 49-58, 2000.

HEINES, S. J. H. *et al.* Pulmonary pathophysiology development of COVID-19 assessed by serial electrical impedance tomography in the MaastricCht cohort. **Scientific Report**, v. 12, n. 1, p. 14517, 2022.

HENDERSON, R. P. e WEBSTER, J. G. An impedance camera for spatially specific measurements of the thorax. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 25, n. 3, p. 250-254, 1978.

HIKMAH, I. *et al.* Two-dimensional electrical impedance tomography (EIT) for characterization of body tissue using a Gauss-Newton algorithm. In: **Journal of Physics: Conference Series**. IOP Publishing, 2019. p. 012008.

HOLDER, D. EIT Imaging of Brain and Nerves. In: **Electrical impedance tomography**. CRC Press, 2021. p. 231-260.

HOLDER, D. S. Detection of cerebral ischaemia in the anaesthetised rat by impedance measurement with scalp electrodes: implications for non-invasive imaging of stroke by electrical impedance tomography. **Clinical Physics and Physiological Measurement**, v. 13, n. 1, p. 63, 1992.

HOLDER, D. S. **Electrical impedance tomography: methods, history and applications**. Institute of Physics. USA: CRC Press, 2004. 456p.

HONG, S. *et al.* A 4.9 m $\Omega$ -sensitivity mobile electrical impedance tomography IC for early breast-cancer detection system. **IEEE Journal of Solid-State Circuits**, v. 50, n. 1, p. 245-257, 2015.

HUA, P. *et al.* Improved methods to determine optimal currents in electrical impedance tomography. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 11, n. 4, p. 488-495, 1992.

HUANG, S.-W.; CHENG, H.-M.; LIN, S.-F. Improved imaging resolution of electrical impedance tomography using artificial neural networks for image reconstruction. In: **2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)**. IEEE, 2019. p. 1551-1554.

HUSKA, M.; LAZZARO, D.; MORIGI, S. A forward-backward strategy for handling non-linearity in electrical impedance tomography. In: **Computational Science and Its Applications–ICCSA 2021: 21st International Conference, Cagliari, Italy, September 13–16, 2021, Proceedings, Part III 21**. Springer International Publishing, 2021. p. 635-651.

ISAACSON, D.; MUELLER, J. L.; SILTANEN, S. D-Bar Methods for EIT. **Book Electrical Impedance Tomography**. 2<sup>nd</sup> ed. Imprint CRC Press.

ISLAM, M. R. e KIBER, M. A. Electrical impedance tomography imaging using Gauss–Newton algorithm. In: **2014 International Conference on Informatics, Electronics & Vision (ICIEV)**. IEEE, 2014. p. 1-4.

JANG, G. Y. *et al.* Noninvasive, simultaneous, and continuous measurements of stroke volume and tidal volume using EIT: feasibility study of animal experiments. **Scientific Reports**, v. 10, n. 1, p. 1-12, 2020.

JAUHAINEN, J. *et al.* Relaxed Gauss–Newton methods with applications to electrical impedance tomography. **SIAM Journal on Imaging Sciences**, v. 13, n. 3, p. 1415-1445, 2020.

JOY, M. L. MR current density and conductivity imaging: the state of the art. In: **The 26th annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society**. IEEE, 2004. p. 5315-5319.

JIN, B.; KHAN, T.; MAASS, P. A reconstruction algorithm for electrical impedance tomography based on sparsity regularization. **International Journal for Numerical Methods in Engineering**, v. 89, n. 3, p. 337-353, 2012.

KAO, T.-J. *et al.* A 3D reconstruction algorithm for EIT using a handheld probe for breast cancer detection. **Physiological Measurement**, v. 27, n. 5, p. S1, 2006.

KE, X.-Y. *et al.* Advances in electrical impedance tomography-based brain imaging. **Military Medical Research**, v. 9, n. 1, p. 10, 2022.

KHOR, J. M. *et al.* Wearable sensors for patient-specific boundary shape estimation to improve the forward model for electrical impedance tomography (EIT) of neonatal lung function. **Physiological Measurement**, v. 35, n. 6, p. 1149, 2014.

KHOSLA, A. MEMS based EIT technology for non-invasive breast cancer diagnostics. In: **Electrochemical Society Meeting Abstracts 226**. The Electrochemical Society, Inc., 2014. p. 690-690.

KIM, M., BAE, J., YOO, H.-J. Wearable 3D lung ventilation monitoring system with multi frequency electrical impedance tomography. In: **IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)**, IEEE, 2017, p. 1-4.

KO, Y.-F.; CHENG, K.-S. Semi-Siamese U-Net for separation of lung and heart bioimpedance images: A simulation study of thorax EIT. **PloS One**, v. 16, n. 2, p. e0246071, 2021.

KOBYLIANSKII, J. *et al.* Electrical impedance tomography in adult patients undergoing mechanical ventilation: A systematic review. **Journal of Critical Care**, v. 35, p. 33-50, 2016.

KOHN, R. V.; MCKENNEY, A. Numerical implementation of a variational method for electrical impedance tomography. **Inverse Problems**, v. 6, n. 3, p. 389, 1990.

KONKI, S. K. *et al.* A deep neural network for estimating the bladder boundary using electrical impedance tomography. **Physiological Measurement**, v. 41, n. 11, p. 115003, 2020.

KOTRE, C. J. EIT image reconstruction using sensitivity weighted filtered backprojection. **Physiological Measurement**, v. 15, n. 2A, p. A125-A136, 1994.

KRUKEWITT, LISA *et al.* EIT Monitoring of Hemodynamics. In: **Electrical Impedance Tomography**. CRC Press, 2021. p. 207-230.

LEHMANN, S. *et al.* Global and regional lung function in cystic fibrosis measured by electrical impedance tomography. **Pediatric Pulmonology**, v. 51, n. 11, p. 1191-1199, 2016.

LI, Y. *et al.* A novel combination method of electrical impedance tomography inverse problem for brain imaging. **IEEE Transactions on Magnetics**, v. 41, n. 5, p. 1848-1851, 2005.

LI, F.; TAN, C.; DONG, F. Electrical resistance tomography image reconstruction with densely connected convolutional neural network. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, v. 70, p. 1-11, 2020.

LI, X. *et al.* A novel deep neural network method for electrical impedance tomography. **Transactions of the Institute of Measurement and Control**, v. 41, n. 14, p. 4035-4049, 2019.

LI, X. *et al.* One-dimensional convolutional neural network (1D-CNN) image reconstruction for electrical impedance tomography. **Review of Scientific Instruments**, v. 91, n. 12, p. 124704, 2020.

LI, Z.; XIANG, S.; LIU, Z. Establishment and simulation of 3D gastric impedance detection model. In: **2019 IEEE 7th International Conference on Bioinformatics and Computational Biology (ICBCB)**. IEEE, 2019. p. 100-106.

LIDGEY, F. J. *et al.* Electrical impedance tomography electrode current determination from programmable voltage sources. **Clinical Physics and Physiological Measurement: an Official Journal of the Hospital Physicists' Association, Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik and the European Federation of Organisations for Medical Physics**, v. 13, p. 43-46, 1992.

LIU, Z.; HE, M.; XIONG, H. Simulation study of the sensing field in electromagnetic tomography for two-phase flow measurement. **Flow Measurement and Instrumentation**, v. 16, n. 2-3, p. 199-204, 2005.

LIU, N. **ACT4: A high-precision, multi-frequency electrical impedance tomograph**. Rensselaer Polytechnic Institute, 2007.

LIU, J. *et al.* A novel combined regularization algorithm of total variation and Tikhonov regularization for open electrical impedance tomography. **Physiological Measurement**, v. 34, n. 7, p. 823, 2013.

LOU, J. *et al.* Calibration-free, high-precision, and robust terahertz ultrafast metasurfaces for monitoring gastric cancers. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 119, n. 43, p. e2209218119, 2022.

MAISCH, S. *et al.* Heart–lung interactions measured by electrical impedance tomography. Brief Communications. **Critical Care Medicine**, v. 39, n. 9, p. 2173-2176, 2011.

MANGNALL, Y. F. *et al.* Applied potential tomography noninvasive method for measuring gastric emptying of a solid test meal. **Digestive Diseases and Sciences**, n. 36, v. 12, p. 1680-1684, 1991.

MARTINSEN, O. G.; GRIMNES, S. **Bioimpedance and Bioelectricity Basics**. 2 ed. Elsevier, 2008.

MASNER, A.; BLASINA, F.; SIMINI, F. Electrical impedance tomography for neonatal ventilation assessment: a narrative review. In: **Journal of Physics: Conference Series**. IOP Publishing, 2019. p. 012008.

MAURI, T. *et al.* Potential for lung recruitment and ventilation-perfusion mismatch in patients with the acute respiratory distress syndrome from coronavirus disease 2019. **Critical Care Medicine**, v. 48, n. 8, p. 1129-1134, 2020.

McDERMOTT, B. *et al.* Multi-frequency symmetry difference electrical impedance tomography with machine learning for human stroke diagnosis. **Physiological Measurement**, v. 41, n. 7, p. 075010, 2020.

McDERMOTT, B. *et al.* Bi-frequency symmetry difference EIT — feasibility and limitations of application to stroke diagnosis. **IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics**, v. 24, n. 8, p. 2407-2419, 2019.

McEWAN, A. *et al.* Design and calibration of a compact multi-frequency EIT system for acute stroke imaging. **Physiological Measurement**, v. 27, n.5, p. S199-S210, 2006.

McLEOD, C. N. et al. High speed in vivo chest imaging with OXBACT III. In: **Proceedings of 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**. IEEE, 1996. p. 770-771.

MEIER, A.; RUBINSKY, B. Electrical impedance tomography of electrolysis. **PloS One**, v. 10, n. 6, p. e0126332, 2015.

MELLENTHIN, M. M. et al. The ACE1 electrical impedance tomography system for thoracic imaging. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, v. 68, n. 9, p. 3137-3150, 2019.

MIRHOSEINI, M. et al. Applications of electrical impedance tomography in neurology. **Basic and Clinical Neuroscience**, v. 13, n. 5, p. 595, 2022.

MORAIS, C. C. A. et al. Bedside electrical impedance tomography unveils respiratory “chimera” in COVID-19. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**. v. 203, n. 1, p. 120-121, 2021.

MORCELLES, K. et al. Howland current source for high impedance load applications. **Review of Scientific Instruments**, v. 88, n. 11, p. 114705, 2017.

MORCELLES, K. F. **Real-time monitoring device for 4d bioprinting based on electrical impedance tomography**. Dissertação de Mestrado. UDESC: Joinville, 2022.

MUELLER, J. L.; SILTANEN, S. The D-Bar method for electrical impedance tomography—demystified. **Inverse Problems**, v. 36, n. 9, p. 3001, 2009.

MUELLER, J. L.; SILTANEN, S. **Linear and Nonlinear Inverse Problems with Practical Applications**. USA: SIAM, 2012.

MURDOCH, C. et al. Use of electrical impedance spectroscopy to detect malignant and potentially malignant oral lesions. **International Journal of Nanomedicine**, v. 9, p. 4521-4532, 2014.

MURPHY, E. K.; WU, X.; HALTER, R. J. Fused-data transrectal EIT for prostate cancer imaging. **Physiological Measurement**, v. 39, n. 5, p.054005, 2018.

MURPHY, E. K. *et al.* Phantom experiments using soft-prior regularization EIT for breast cancer imaging. **Physiological Measurement**, v. 38, n. 6, p. 1262, 2017.

NAIK, N. *et al.* Simulation of forward problem for non-invasive two dimensional electrical impedance tomography system using EIDORS and COMSOL multiphysics. In: **Proceedings of the 4th International Conference on Advances in Science & Technology (ICAST2021)**. 2021.

NEWELL, J. C.; GISSER, D. G.; ISAACSON, D. An electric current tomography. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, n. 35, n.10, p. 828-833, 1988.

NGO, C. *et al.* Flow-volume loops measured with electrical impedance tomography in pediatric patients with asthma. **Pediatric Pulmonology**, v. 53, n. 5, p. 636-644, 2018.

NGUYEN, D. M. *et al.* Electrical impedance tomography for monitoring cardiac radiofrequency ablation: a scoping review of an emerging technology. **Medical Engineering & Physics**, v. 84, p. 36-50, 2020.

OH, T. I. *et al.* Calibration methods for a multi-channel multi-frequency EIT system. **Physiological Measurement**, v. 28, n. 10, p. 1175-1188, 2007.

OH, T. I. *et al.* Feasibility of breast cancer lesion detection using a multi-frequency trans-admittance scanner (TAS) with 10 Hz to 500 kHz bandwidth. **Physiological Measurement**, v. 28, n. 7, p.S71, 2007.

OLMI, R.; BINI, M.; PRIORI, S. A genetic algorithm approach to image reconstruction in electrical impedance tomography. **IEEE Transactions on Evolutionary Computation**, v. 4, n. 1, p. 83-88, 2000.

OTTEN, D. M.; RUBINSKY, B. Cryosurgical monitoring using bio-impedance measurements - a feasibility study for electrical impedance tomography. **IEEE Transactions of Biomedical Engineering**, v. 27, n. 10, p. 1376-1382, 2000.

OUSUB, S. *et al.* A simulation study to locate cervical abnormality based on electrical impedance tomography (EIT), using a planar nine-electrode probe. In: **2021 11th International Conference on Biomedical Engineering and Technology**. 2021. p. 1-6.

PALDANIUS, A. *et al.* Sensitivity analysis highlights the importance of accurate head models for electrical impedance tomography monitoring of intracerebral hemorrhagic stroke. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 69, n. 4, p. 1491-1501, 2021.

PARK, H. *et al.* Deep neural network based electrical impedance tomographic sensing methodology for large-area robotic tactile sensing. **IEEE Transactions on Robotics**, v. 37, n. 5, p. 1570-1583, 2021.

PARK, T. Y. *et al.* Long-term Outcomes of Patients with Gastric Adenoma including Low-grade and High-grade Dysplasia in Korea. **Gut & Liver**, v. 13, 2019.

PERIER, F. *et al.* Electrical impedance tomography to titrate positive end-expiratory pressure in COVID-19 acute respiratory distress syndrome. **Critical Care**, v. 24, p. 1-9, 2020.

PERIER, François *et al.* Effect of positive end-expiratory pressure and proning on ventilation and perfusion in COVID-19 acute respiratory distress syndrome. **American journal of respiratory and critical care medicine**, v. 202, n. 12, p. 1713-1717, 2020.

POLYDORIDES, N. **Image reconstruction algorithms for soft field tomography**. Ph.D. Thesis, UMIST, 2002.

POLYDORIDES, N. e LIONHEART, W. R. B. A Matlab toolkit for three-dimensional electrical impedance tomography: a contribution to the electrical impedance and diffuse optical reconstruction software Project. **Measurement Science and Technology**, v. 13, n. 12, p. 1871-1883, 2002.

POLYDORIDES, N.; W. R. B., LIONHEART; MCCANN, H. Krylov subspace iterative techniques: on the detection of brain activity with electrical impedance tomography. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 21, n. 6, p. 596-603, 2002.

RAHAL, M. *et al.* A comparison study of electrodes for neonate electrical impedance tomography. **Physiological Measurement**, v. 30, n. 6, p. S73, 2009.

RAHTU, M. *et al.* Early recognition of pneumothorax in neonatal respiratory distress syndrome with electrical impedance tomography. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 200, n. 8, p. 1060-1061, 2019.

RAISIS, A. L. *et al.* The use of electrical impedance tomography (EIT) to evaluate pulse rate in anaesthetised horses. **The Veterinary Journal**, v. 273, p. 105694, 2021.

RAO, A. *et al.* A 1 MHz miniaturized electrical impedance tomography system for prostate imaging. **IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems**, v. 14, n. 4, p. 787-799, 2020.

RAVAGLI, E., MASTITSKAYA, S., THOMPSON, N. *et al.* Imaging fascicular organization of rat sciatic nerves with fast neural electrical impedance tomography. **Nature Communications**, v. 11, p. 6241, 2020.

REZANEJAD G., Z. *et al.* The accuracy of electrical impedance tomography for breast cancer detection: a systematic review and meta-analysis. **The Breast Journal**, v. 2022, n. 1, p. 8565490, 2022.

RICHARDSON, Samuel *et al.* Development of an open source, low-cost imaging system for continuous lung monitoring. In: **International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention**. Cham: Springer International Publishing, 2021. p. 171-181.

RICHTER, I. *et al.* Mapping electrical impedance spectra of the healthy oral mucosa: a pilot study. **Acta stomatologica Croatica: International journal of oral sciences and dental medicine**, v. 49, n. 4, p. 331-339, 2015.

ROCHA, M. DA L. **Um modelo de pesos para a reconstrução de imagens em tomografia por impedância elétrica via mínimos quadrados ponderados aplicável ao monitoramento de fluxo em dutos**. 107 f.: il.; 30 cm. Dissertação (Mestrado) - Universidade de Caxias do Sul, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, 2019.

ROSA, R. G. *et al.* Uso da tomografia por impedância elétrica torácica como ferramenta de auxílio às manobras de recrutamento alveolar na síndrome do desconforto respiratório agudo: relato de caso e breve revisão da literatura. **Revista Brasileira de Terapia Intensiva**, v. 27, n. 4, p. 406-411, 2015.

ROSA, B. M. G.; YANG, G. Z. Bladder volume monitoring using electrical impedance tomography with simultaneous multi-tone tissue stimulation and DFT-based impedance calculation inside an FPGA. **IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems**, v. 14, n. 4, p. 775-786, 2020.

ROMSAUEROVA, A. *et al.* Multi-frequency electrical impedance tomography (EIT) of the adult human head: initial findings in brain tumours, arteriovenous malformations and chronic stroke, development of an analysis method and calibration. **Physiological Measurement**, v. 27, S147-S161, 2006.

SACKS, M. *et al.* Electrical impedance tomography to measure lung ventilation distribution in healthy horses and horses with left-sided cardiac volume overload. **Journal of Veterinary Internal Medicine**, v. 35, n. 5, p. 2511-2523, 2021.

SADLEIR, R. J. *et al.* Detection of intraventricular blood using EIT in a neonatal piglet model. In: **2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**. IEEE, 2009. p. 3169-3172.

SANG, L. *et al.* A narrative review of electrical impedance tomography in lung diseases with flow limitation and hyperinflation: methodologies and applications. **Annals of Translational Medicine**, v. 8, n. 24, 2020.

SANTINI, A. *et al.* Effects of inspiratory flow on lung stress, pendelluft, and ventilation heterogeneity in ARDS: a physiological study. **Critical Care**, v. 23, n. 1, p. 1-9, 2019.

SANTOS, T. B. R. *et al.* Introduction of sample based prior into the D-Bar method through a Schur complement property. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 39, n. 12, p. 4085-4093, 2020.

SANTOS, E. *et al.* Tomografía de impedância elétrica para el seguimiento del edema de pulmón: estado del arte y propuesta del proyecto IMPETOM. In: **XVIII Congreso Argentino de Bioingeniería SABI 2011, VII Jornadas de Ingeniería Clínica, Mar del Plata, 28 al 30 de set. de 2011**. 2011.

SARODE, V.; CHIMURKAR, P. M.; CHEERAN, A. N. Electrical impedance tomography using EIDORS in a closed phantom. **International Journal of Computer Applications**, v. 48, n. 19, p. 975-888, 2012.

SATWIKA, Y. W. *et al.* Comparison of Four Solution Methods for Inverse Problems in Electrical Impedance Tomography. In: **2021 International Conference on Instrumentation, Control, and Automation (ICA)**. IEEE, 2021. p. 83-88.

SHI, Y. *et al.* Imaging of conductivity distribution based on a combined reconstruction method in brain electrical impedance tomography. **Inverse Problems & Imaging**, v.17, n. 3, 2023.

SIRTOLI, V. G.; MORCELLES, K. F.; VINCENCE, V. C. Design of current sources for load common mode optimization. **Journal of Electrical Bioimpedance**, v. 9, n. 1, p. 59-71, 2018.

SMALLWOOD, R. H. *et al.* A comparison of neonatal and adult lung impedances derived from EIT images. **Physiological Measurement**, v. 20, n. 4, p. 401-413, 1999.

SHONO, A.; KOTANI, T.; FRERICHS, I. Personalisation of therapies in COVID-19 associated acute respiratory distress syndrome, using electrical impedance tomography. **The Journal of Critical Care Medicine**, v. 7, n. 1, p. 62-66, 2021.

SLOBOD, D. *et al.* Integrating electrical impedance tomography and transpulmonary pressure monitoring to personalize PEEP in hypoxemic patients undergoing pressure support ventilation. **Critical Care**, v. 26, n. 1, p. 314, 2022.

SILVA, A. F.; LEMONGE, A. C.; LIMA, B. S. Algoritmo de otimização com enxame de partículas auxiliado por metamodelos. **XI Simpósio de Mecânica Computacional, II Encontro Mineiro de Modelagem Computacional, SIMMEC/EMMCOMP**, 2014.

SILVA, A. L. R. da. **Seleção de atributos para apoio ao diagnóstico do câncer de mama usando imagens termográficas, algoritmos genéticos e otimização por enxame de partículas**. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Pernambuco, 2019.

SINGH, G. *et al.* A low-cost portable wireless multi-frequency electrical impedance tomography system. **Arabian Journal for Science and Engineering**, v. 44, p. 2305-2320, 2019.

SMITH, R. W. M.; FREESTON, I. L.; BROWN, B. H. A real-time electrical impedance tomography system for clinical use-design and preliminary results. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 42, n. 2, p. 133-140, 1995.

SOMHORST, P. *et al.* PEEP-FiO<sub>2</sub> table versus EIT to titrate PEEP in mechanically ventilated patients with COVID-19-related ARDS. **Critical Care**, v. 26, n. 1, p. 272, 2022.

SONG, X.; XU, Y.; DONG, F. A spatially adaptive total variation regularization method for electrical resistance tomography. **Measurement Science and Technology**, v. 26, n. 12, p. 125401, 2015.

SOPHOCLEOUS, L. *et al.* Clinical performance of a novel textile interface for neonatal chest electrical impedance tomography. **Physiological Measurement**, v. 39, n. 4, p. 044004, 2008.

STOWE, S. *et al.* Comparison of bolus-and filtering-based EIT measures of lung perfusion in an animal model. **Physiological Measurement**, v. 40, n. 5, p. 054002, 2019.

SUN, T-P. *et al.* The use of bioimpedance in the detection/screening of tongue cancer. **Cancer Epidemiology**, v. 34, n. 2, p. 207-211, 2010.

SUN, B. *et al.* An improved Tikhonov regularization method for lung cancer monitoring using electrical impedance tomography. **IEEE Sensors Journal**, v. 19, n. 8, p. 3049-3057, 2019.

TAN, R. H.; ROSA, C. Electrical impedance tomography using differential evolution integrated with a modified Newton Raphson algorithm. In: **2020 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)**. IEEE, 2020. p. 2528-2534.

TESCHNER, E.; IMHOFF, M.; LEONHARDT, S. Electrical impedance tomography: The realization of regional lung monitoring. **Dräger Medical GmbH EIT Booklet, Germany**, 2011.

TESCHNER, E.; IMHOFF, M.; LEONHARDT, S. Tomografia de impedância elétrica: A concretização do monitoramento da ventilação regional. 2. ed. **Dräger**. Alemanha. Disponível em: [https://www.draeger.com/Library/Content/draeger-eit-910\\_4015-pt-br-1705-1.pdf](https://www.draeger.com/Library/Content/draeger-eit-910_4015-pt-br-1705-1.pdf). Acesso em: 31 mar. de 2021.

TIDSWELL, T. *et al.* Three-dimensional electrical impedance tomography of human brain activity. **NeuroImagem**. v. 13, n. 2, p. 283-294, 2001.

TIDSWELL, A. T. **Functional electrical impedance tomography of adult and neonatal brain function**. University of London, University College London (United Kingdom), 2006.

TIMPEL. **ENLIGHT 1800**. Disponível em: <<http://www.timpel.com.br/pt/>>. Acesso em: 12 abr. de 2019.

TIMPEL. **ENLIGHT 2100**. Disponível em: <<https://sinalvital.com.br/produto/tomografia-enlight-1800-timpel/>>. Acesso em: 10 fev. de 2024.

TINGAY, D. G. *et al.* Electrical impedance tomography can identify ventilation and perfusion defects: a neonatal case. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 199, n. 3, p. 384-386, 2019.

TOIVANEN, J. *et al.* Monitoring hemorrhagic strokes using EIT. In: **Bioimpedance and Spectroscopy**. Academic Press, 2021. p. 271-298.

TOMASINO, S. *et al.* Electrical impedance tomography and prone position during ventilation in COVID-19 pneumonia: case reports and a brief literature review. **Seminars in Cardiothoracic and Vascular Anesthesia 2020**, v. 24, n. 4, p. 287–292, 2020.

TOMICIC, V.; CORNEJO, R. Lung monitoring with electrical impedance tomography: technical considerations and clinical applications. **Journal of Thoracic Disease**, v. 11, n. 7, p. 3122, 2019.

TROKHANOVA, O. V. *et al.* Using of electrical impedance tomography for diagnostics of the cervix uteri diseases. In: **Journal of Physics: Conference Series**. IOP Publishing, 2010. p. 012068.

TROKHANOVA, O. V. *et al.* Possibilities of electrical impedance tomography in gynecology. In: **Journal of Physics: Conference Series**. IOP Publishing, 2013. p. 012038.

VAHABI, N. *et al.* Deep analysis of EIT dataset to classify apnea and non-apnea cases in neonatal patients. **IEEE Access**, v. 9, p. 25131-25139, 2021.

VAN DER ZEE *et al.* Electrical impedance tomography for positive end-expiratory pressure titration in COVID-19–related acute respiratory distress syndrome. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 202, n. 2, p.280-284, 2020.

VAUHKONEN, M. *et al.* Tikhonov regularization and prior information in electrical impedance tomography. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 17, n. 2, p. 285-293, 1998.

VAUHKONEN, P. J. *et al.* Three-dimensional electrical impedance tomography based on the complete electrode model. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 46, n. 9, p. 1150-1160, 1999.

VAUHKONEN, M. *et al.* A MATLAB package for the EIDORS project to reconstruct two-dimensional EIT images. **Physiological Measurement**, v. 22, n. 1, p. 107-111, 2001.

VINCENT, B. *et al.* Effect of PEEP decremental on respiratory mechanics, gasses exchanges, pulmonary regional ventilation, and hemodynamics in patients with SARS-Cov-2-associated acute respiratory distress syndrome. **Critical Care**, v. 24, p. 1, 2020.

VONK-NOORDEGRAAF, A. *et al.* Noninvasive assessment of right ventricular diastolic function by electrical impedance tomography, **Chest**, v. 111, n. 5, p. 1222-1228, 1997.

VONK-NOORDEGRAAF, A. *et al.* Determination of stroke volume by means of electrical impedance tomography. **Physiological Measurement**, v. 21, n.2, p. 285–293, 2000.

WALS, B. K.; SMALLWOOD, C. D. Electrical impedance tomography during mechanical ventilation. **Respiratory Care**, v. 61, n. 10, p. 1417-1424, 2016.

WAN, Y. *et al.* Sensitivity study of an ultrasound coupled transrectal electrical impedance tomography system for prostate imaging. **Physiological Measurement**, v. 31, n. 8, p. S17, 2010.

WAN, Y. *et al.* Transrectal electrical impedance tomography of the prostate: spatially coregistered pathological findings for prostate cancer detection. **Medical Physics**, v. 40, n. 6Part1, p. 063102, 2013.

WANG, C. *et al.* Design of a non-magnetic shielded and integrated electromagnetic tomography system. **Measurement Science and Technology**, v. 22, n. 10, p. 104007, 2011.

WANG, H. *et al.* Implementation of generalized back projection algorithm in 3-D EIT. **IEEE Transactions on Magnetics**, v. 47, n. 5, p. 1466-1469, 2011.

WANG, M.; DICKIN, F. J.; BECK, M. S. Improved electrical impedance tomography data collection system and measurement protocols. In: **Tomography technique and process design and operation**. Manchester: Computational Mechanics Publications, p. 75-88, 1993.

WANG, W. *et al.* Preliminary results from an EIT breast imaging simulation system. **Physiological Measurement**, v. 22, n. 1, p. 39-48, 2001.

WANG, Z.; BOVIK, A. C.; SIMONCELLI, E. P. Structural approaches to image quality assessment. In: **Handbook of Image and Video Processing**, 2 ed., Al Bovik, ed., Academic Press, 2005.

WANG, D. *et al.* Clinical characteristics of 138 hospitalized patients with 2019 novel coronavirus-infected pneumonia in Wuhan, China. **JAMA**, v. 323, n. 11, p. 1061–1069, 2020.

WANG, Z. *et al.* Shape Reconstruction for Electrical Impedance Tomography with V 2 D-Net Deep Convolutional Neural Network. In: **2022 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC)**. IEEE, 2022. p. 1-6.

WEST, R. M. *et al.* Markov chain Monte Carlo techniques and spatial-temporal modelling for medical EIT. **Physiological Measurement**, v. 25, n. 1, p. 181-194, 2004.

WICAKSONO, R. *et al.* Pocket electrical impedance tomography (p-EIT) system with wide impedance range buffer-mirrored current source (BMCS) with assist of filter-trained quasi-3-D method for functional gastric-shape imaging. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, v. 70, p. 1-17, 2021.

WICAKSONO, R. *et al.* Imaging of gastric acidity scale by integration of pH-conversion model (pH-CM) into 3D-gastro electrical impedance tomography (3D-g-EIT). **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 366, p. 131923, 2022.

WILSON, A. J. *et al.* Mk3.5: a modular, multi-frequency successor to the Mk3a EIS/EIT system. **Physiological Measurement**, v. 22, p. 49-54, 2001.

WOLFF, J. G. B. **Análise Computacional de Campos e Correntes em um Sistema de Tomografia de Indução Magnética**. Dissertação de Mestrado. Joinville: UDESC, 2011.

WOLFF, J. G. B.; DALVI, G. G.; BERTEMES-FILHO, P. Modelling of Inverse Problem Applied to Image Reconstruction in Tomography Systems. In: **Brazilian Congress on Biomedical Engineering**, p. 1569-1573, 2020.

WOLFF, J. G. B. *et al.* Multifrequency Electrical Impedance Tomography Images for Swine Pneumonia Detection Using Conductivity Differences. **Electronics**. 2024; v. 13, n. 8, p.1463.

WOLFF, J. G. B. *et al.* Image reconstruction for covid-19 using multifrequency electrical impedance tomography. In: **Assessing COVID-19 and Other Pandemics and Epidemics using Computational Modelling and Data Analysis**. Springer International Publishing, p. 359-405, 2022.

WOLFF, J. G. B.; DOS SANTOS, W. P.; BERTEMES-FILHO, P. Absolute Images Reconstruction in Heart and Lungs for COVID-19 Patients using Multifrequencial Electrical Impedance Tomography System and D-Bar Method. In: **Intelligent Diagnosis of Lung Cancer and Respiratory Diseases Intelligent Systems in Radiology**. Series Title: Intelligent Systems in Radiology. Bentham Science Publisher, n. 1, p. 130-225, 2022.

WOLFF, J. G. B.; SANTOS, W. P. DOS; BERTEMES-FILHO, P. Pulmonary image reconstruction for multifrequencial EIT system in COVID-19. In: **21st International Conference on Biomedical Applications of Electrical Impedance Tomography (EIT 2021)**, Galway, Ireland, 2021.

WOLFF, J. G. B.; BERTEMES-FILHO, P. Modelagem de Onda Eletromagnética Plana Unidimensional utilizando o Método das Diferenças Finitas no Domínio do Tempo (FDTD). In: **Congresso Brasileiro de Eletromagnetismo – MOMAG 2020**, 2020, Rio de Janeiro.

WOLFF, J. G. B. *et al.* Systematic Review of Image Reconstruction Methods in Multifrequency Electrical Impedance Tomography. In: **Congreso de Bioingeniería y Jornadas de Ingeniería Clínica**, 2020, Piriápolis. Home page: [<http://sabi2020.com/>].

WOLFF, J. G. B.; DALVI, G. G.; BERTEMES-FILHO, P. Modelling of Inverse Problem applied to Image Reconstruction in Tomography Systems. In: **Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, 2020, Vitória. CBEB 2020, 2020.

WOO, E. J.; LEE, S. Y.; MUN, C. W. WOO. Impedance tomography using internal current density distribution measured by nuclear magnetic resonance. In: **Mathematical Methods in Medical Imaging III**. SPIE, 1994. p. 377-385.

WOO, E. J. *et al.* Finite-element method in electrical impedance tomography. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 32, p. 530-536, 1994.

WU, H. **Electrical impedance tomography for real-time 3d tissue culture monitoring**. The University of Edinburgh, 2020.

WU, Y. *et al.* A high frame rate wearable EIT system using active electrode ASICs for lung respiration and heart rate monitoring. **IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers**, v. 65, n. 11, p. 3810-3820, 2018.

WU, Y. *et al.*, Bayesian image reconstruction using weighted Laplace prior for lung respiratory monitoring with electrical impedance tomography. In: **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, v. 72, p. 1-11, 2022.

WU, Y. *et al.* A 122 fps, 1 MHz bandwidth multi-frequency wearable EIT belt featuring novel active electrode architecture for neonatal thorax vital sign monitoring. **IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems**, v. 13, n. 5, p. 927-937, 2019.

WU, Y. *et al.*, Shape reconstruction with multiphase conductivity for electrical impedance tomography using improved convolutional neural network method. **IEEE Sensors Journal**, v. 21, n. 7, p. 9277-9287, 2021.

YAN, P.; YUAN, Z. Dynamic EIT image reconstruction using regularization based on conjugate gradients. In: **2008 First International Symposium on Applied Sciences and Biomedical and Communication Technologies**, IEEE, 2008. p. 1-4.

YANG, Y.; WU, H.; JIA, J. Image reconstruction for electrical impedance tomography using enhanced adaptive group sparsity with total variation. **IEEE Sensors Journal**, v. 17, n. 17, p. 5589-5598, 2017.

YANG, X. *et al.* Clinical course and outcomes of critically ill patients with SARS-CoV-2 pneumonia in Wuhan, China: a single centered, retrospective, observational study. **The lancet respiratory medicine**, v. 8, n. 5, p. 475-481, 2020.

YANG, L. *et al.* A wireless, low-power, and miniaturized EIT system for remote and long-term monitoring of lung ventilation in the isolation ward of ICU. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, v. 70, p. 1-11, 2021.

YAO, J.; TAKEI, M. Application of process tomography to multiphase flow measurement in industrial and biomedical fields: a review. **IEEE Sensors Journal**, v. 17, n. 24, p. 8196-8205, 2017.

YERWORTH, Rebecca J.; BAYFORD, Richard. DICOM for EIT. **Electrical Impedance Tomography!**, p. 46, 2017.

YERWORTH, R. J. *et al.* Design and performance of the UCLH Mark 1b 64 channel electrical impedance tomography (EIT) system, optimized for imaging brain function. **Physiological Measurement**, v. 23, n. 1, p. 149-158, 2002.

YOJO, A. Y. **Construção do Hardware de um Tomógrafo por Impedância Elétrica**. Trabalho de Formatura. São Paulo: USP, 2008.

YORKEY, T. J. **Comparing reconstruction methods for electrical impedance tomography**. Ph.D. Thesis. Department of Electrical and Computational Engineering, University of Wisconsin, Madison, Wisconsin, 1986.

YOSHIDA, T. *et al.* Spontaneous effort during mechanical ventilation. **Critical Care Medicine**, v. 44, n. 8, p. e678-e688, 2016.

YU, Z. Z. *et al.* Imaging system based on electromagnetic tomography (EMT). **Electronic Letters**, v. 29, n. 7, p. 625-626, 1993.

YUE, X.; MCLEOD, C. FPGA design and implementation for EIT data acquisition. **Physiological Measurement**, v. 29, v. 10, p. 1233-1246, 2008.

XIE, C. G. *et al.* Tomographic imaging of industrial process equipment – development of system model and image reconstruction algorithm for capacitive tomography. **Proceedings of the Fifth Conference on Sensors and their Applications (Edinburgh)**. 1991. p. 203-208.

XU, G. *et al.* A 128-electrode three dimensional electrical impedance tomography system. In: **2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**. IEEE, 2007. p. 4386-4389.

XU, F. *et al.* Diagnostic accuracy and prognostic value of three-dimensional electrical impedance tomography imaging in patients with breast cancer. **Gland Surgery**, v. 10, n. 9, p. 2673, 2021.

ZHANG, K. *et al.* Three-dimensional electrical impedance tomography with multiplicative regularization. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 66, p. 2470-80, 2019.

ZHANG, T. *et al.* Imaging of concrete cracks and reinforcing bars inside of concrete structures by using mfEIT. **NDT & E International**, v. 42, p. 3, p. 181-187, 2009.

ZHANG, C. *et al.* Case-specific focal sensor design for cardiac electrical impedance tomography. **Sensors**, v. 22, n. 22, p. 8698, 2022.

ZHAO, Z. *et al.* Regional ventilation in cystic fibrosis measured by electrical impedance tomography. **Journal of Cystic Fibrosis Official Journal of the European Cystic Fibrosis Society**, v. 11, n. 5, p. 412-418, 2012.

ZHAO, Z. *et al.* Regional airway obstruction in cystic fibrosis determined by electrical impedance tomography in comparison with high resolution CT. **Physiological Measurement**, v. 34, n. 11, 2013.

ZHAO, J.; XU, L.; CAO, Z. Direct image reconstruction for electrical capacitance Tomography using shortcut D-Bar method. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, v. 68, n. 2, p. 483-492, 2018.

ZHAO, Z. *et al.* COVID-19 pneumonia: phenotype assessment requires bedside tools. **Critical Care**, v. 24, p. 1-3, 2020.

ZHAO, Z. *et al.* The use of electrical impedance tomography for individualized ventilation strategy in COVID-19: a case report. **BMC Pulmonary Medicine**, v. 21, p. 1-5, 2021.

ZHAO, Z.; YANG, B.; YANG, L. EIT image interpretation. In: **Electrical Impedance Tomography**. CRC Press, 2021. p. 151-174.

ZHOU, F.; YU, T., DU, R. *et al.* Clinical course and risk factors for mortality of adult in patients with COVID-19 in Wuhan, China: a retrospective cohort study. **Lancet**, v. 395, n. 10229, p. 1054-1062, 2020.

ZHOU, M. Electrical impedance tomography based on genetic algorithm. **arXiv preprint arXiv:1901.04872**, 2019.

ZHU, Q. *et al.* An adaptive current tomograph using voltage sources. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 40, n. 2, p. 63-68, 1993.

ZHU, J. *et al.* EIT-kit: An electrical impedance tomography toolkit for health and motion sensing. In: **The 34<sup>th</sup> Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology**. 2021. p. 400-413.

ZIFAN, A.; LIATSI, P.; BAYFORD, R. Discrete orthogonal wavelet design for neonatal EIT signal processing, 2014.

ZIFAN, A.; LIATSI, P.; BAYFORD, R. The use of EIT in the detection of regional lung dysfunction in prematurely born neonates. In: **World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7-12, 2009, Munich, Germany: Vol. 25/4 Image Processing, Biosignal Processing, Modelling and Simulation, Biomechanics**. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2009. p. 1310-1313.

ZONG, Z. *et al.* Adaptively regularized bases-expansion subspace optimization methods for electrical impedance tomography. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 69, n. 10, p. 3098-3108, 2022.

ZOU, Y.; GUO; Z. A review of electrical impedance techniques for breast cancer detection. **Medical Engineering & Physics**, v. 25, n. 2, p. 79-90, 2003.



