

UNIVERSIDADE DE CAXIAS DO SUL
ÁREA DO CONHECIMENTO DE CIÊNCIAS EXATAS E
ENGENHARIAS

GIORDANO CECHEM MORO

IMPLEMENTAÇÃO DE UM PROTÓTIPO DE TOMOGRAFIA POR
IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

BENTO GONÇALVES
2021

GIORDANO CECHEM MORO

**IMPLEMENTAÇÃO DE UM PROTÓTIPO DE TOMOGRAFIA POR
IMPEDÂNCIA ELÉTRICA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
como parte dos requisitos para a obtenção do
título de Engenheiro Eletrônico da Universi-
dade de Caxias do Sul.

Orientador:
Prof. Me. Felipe Augusto Tondo

BENTO GONÇALVES
2021

Ficha catalográfica.

CECHET MORO, GIORDANO

Implementação de um protótipo de Tomografia por Impedância Elétrica/GIORDANO CECHET MORO; Orientador: Prof. Me. Felipe Augusto Tondo

103 folhas, 30 cm.

Trabalho de conclusão do curso de Engenharia Eletrônica — Universidade de Caxias do Sul, Área do Conhecimento de Ciências Exatas e Engenharias, 2021

Inclui referências bibliográficas.

1. tomografia por impedância elétrica, bioimpedância, *hardware*, *firmware*, reconstrução de imagem. I. Prof. Me. Felipe Augusto Tondo II. Universidade de Caxias do Sul. III. Implementação de um protótipo de Tomografia por Impedância Elétrica.

GIORDANO CECHET MORO

IMPLEMENTAÇÃO DE UM PROTÓTIPO DE TOMOGRAFIA POR
IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
como parte dos requisitos para a obtenção do
título de Engenheiro Eletrônico da Universi-
dade de Caxias do Sul.

Aprovado em ___/___/_____

Banca Examinadora

Prof. Me. Felipe Augusto Tondo
Universidade de Caxias do Sul - UCS

Prof. Dr. Guilherme Holsbach Costa
Universidade de Caxias do Sul - UCS

Prof. Dr. Andre Adami
Universidade de Caxias do Sul - UCS

*Dedico este trabalho a Deus, Aquele que nos sustenta, dia e noite, por Sua graça,
misericórdia e amor imerecidos.*

AGRADECIMENTOS

Talvez, esta seja a seção mais importante do trabalho, e, portanto, a mais difícil de ser redigida. Escrevo isso, pois agradecer não diz respeito apenas a um "Obrigado!", ou, até mesmo, um "Muito obrigado!", mas especialmente a um espírito de gratidão e contentamento, que certamente não se limitam às palavras aqui escritas. Apesar disso, aproveito, e muito, esse espaço, para prestar homenagens e agradecimentos àqueles que não só me guiaram ao longo do curso de Engenharia Eletrônica, mas também me ensinaram a caminhar nas veredas da vida.

Agradeço aos colegas e professores de Engenharia Elétrica e Eletrônica, por compartilharem do sentimento de, ao longo de anos, estudar e trabalhar com algo que não se vê (risos). Sentirei saudades das conversas nos laboratórios e salas de aula, de amizades e conversas profundas ali iniciadas e dos projetos que, no fim, de uma forma ou de outra, "funcionavam". Em especial, quero deixar meu agradecimento a professora Marilda Machado Spindola. Tendo sido minha primeira professora de Engenharia, e passando por disciplinas como Sistemas Digitais I e Estágio em Engenharia Eletrônica, trabalhamos juntos em projetos com crianças carentes e visitamos o *Núcleo de Ingeniería Biomédica* (NIB), no Uruguai. Lembro quando, em uma das primeiras aulas de Introdução às Engenharias Elétrica e Eletrônica, ela desenhou um diodo no meio de um circuito elétrico puramente resistivo. Eu pensei comigo: "e agora?!" (risos). Essas e outras são a causa da minha gratidão e alegria por ela.

Sou grato, também, ao professor Felipe Augusto Tondo, por abraçar o assunto deste trabalho e me orientar ao longo do desenvolvimento dessa proposta. Até mesmo no último dia - e devo ressaltar que foi num domingo! - esteve presente no direcionamento do trabalho, respondendo prontamente às dúvidas que surgiam.

Gostaria de agradecer, também, ao funcionário da UCS/CARVI Andrei Cezar Davis por sua disposição e prontidão em me ajudar no desenvolvimento desse projeto, especificamente na construção do *phantom* utilizado para realizar os testes do protótipo. Também, agradeço ao Jairo Arruda de Castro, velho amigo e irmão em Cristo, que fez o trabalho de montar as imagens referentes aos resultados desse projeto.

Sou grato àquela que entrou no meu caminho, ao longo desse ano: Vitória Pena, minha namorada. Obrigado pelo me apoiar e me encorajar até o fim desse trabalho. Teu carinho e amor me deram força pra suportar os dias cansativos.

Agradeço à minha família que, embora lotada de juristas, souberam suportar as falácias de um aspirante a Engenheiro (risos). A presença de vocês ao longo desse trajeto traz minhas emoções à tona. Muitos anos juntos em festas de aniversário, natais, churrascos nos domingos ao meio-dia, praias, *video-game*, partidas de futebol, viagens ao Paraguai e Uruguai, casamentos e outros acontecimentos mais que não cabem nessa página. Alguns dizem, de forma pejorativa, que "parentes, não se escolhem". No entanto, se assim fosse possível, não pensaria duas vezes antes de optar por vocês.

Sou grato a Deus por ter colocado alguns amigos - Adelar, Blaine e Diogo - no meu caminho. Mais do que pessoas que simplesmente surgiram e passaram, esses são aqueles que ainda hoje andam lado a lado comigo. Seus conselhos, puxões de orelha, risadas e choros me ensinaram a ser humilde e a conhecer ainda mais o amor do nosso Pai. A Bíblia diz, em Provérbios 17.17, que "o amigo ama em todos os momentos; é um irmão na adversidade". De fato, esse versículo se refere a eles.

Sou grato a Maria Peruffo Cechet, a Vovó Maria. Ao longo dos seus 86 anos de vida, alguns acontecimentos marcaram sua história. No entanto, quase que sempre ao fim de

uma conversa um pouco mais séria, ela conclui: "Sabe.. eu gostaria de ter conhecido Jesus Cristo, a Verdade, mais cedo". No fim, o seu exemplo é nos fazer lembrar de Deus e Sua verdade, que está em Cristo. Hoje, tenho certeza de que sou suportado pelas incessantes orações da minha Vó. Desejo ser uma pessoa de oração, assim como a senhora o é.

Agradeço ao meu querido, amado e falecido pai, José Carlos Moro (*in memoriam*). Aqueles que o conheceram hão de concordar que ele era um daqueles indivíduos únicos. Não me refiro à sentença popular "não existe outra pessoa como ele!". Refiro-me ao Moro, o Zeca, cujos jargões jamais serão esquecidos, os quais, embora muito engraçados, possuíam uma verdade eterna por trás (*e.g.*, "Páscoa é todos os dias"). Sou grato, pois, durante todos os dias de sua vida, me ligava por telefone, simplesmente para dar oi e saber se estava tudo bem. Hoje, tudo o que posso fazer, e aqui o faço, é prestar essa homenagem, que estará para sempre registrada. Saudades, pai.

Agradeço ao meu amigo e [mais que] irmão, Leonardo Cechet Moro, o Nano. Curiosamente, esse seu apelido foi a minha primeira palavra dita (risos). Devo dizer que concluo o curso de Engenharia Eletrônica por sua causa. Me influenciou, desde minha primeira matrícula até o assunto desse trabalho. Com certeza, sua fraternidade e amizade me dão suporte desde sempre. Sou grato, também, por ter ganhado uma cunhada, nesse meio tempo, a Juliana Vergani Moro. Obrigado por se juntar a nós. Contigo, meu irmão encontrou alegria. Tu, Juli, especialmente, nos fizeste pessoas melhores.

Quase no fim, desejo agradecer àquela que foi uma extensão do amor de Deus no meu caminhar. Uma muralha, um abrigo, uma fortaleza, um escudo, uma amiga, um ombro, uma professora e um suporte: minha mãe, Nádi Salete Cechet. Desde sempre, me amou incondicionalmente e me ensinou o "sim" e o "não", quando necessário. Com ela, aprendi o que é amar o outro, sem olhar a quem; me ensinou a buscar justiça para aqueles a quem a injustiça vem. Nos momentos difíceis, sua sabedoria me fortaleceu, por vezes tomando para si a minha dor, sem demonstrá-la. Quero deixar registrado o quão maravilhosa tu és. De fato, uma mulher-maravilha, guerreira. Obrigado por me ajudar a chegar ao final desse trabalho e, também, por eu ter em mim, um pouco de ti.

Ao contrário do que alguns podem pensar, deixo esse agradecimento, em especial, para o final, com o intuito de fechar essa seção da melhor maneira possível. Sou grato a Deus; sim, a Ele, que encarnou na pessoa de Jesus Cristo de Nazaré, o qual optou por abandonar a Sua glória e tornar-se semelhante a homens, para morrer pendurado numa cruz, com o fim supremo de salvar a mim e a você, leitor. Se não fosse por Ele, tanto meus agradecimentos acima, quanto o restante dessa monografia, não teriam sentido algum. A Ele, toda a minha gratidão. *Soli Deo gloria.*

“Ainda que eu [...] saiba todos os mistérios e todo o conhecimento, [...] mas não tiver amor, nada serei”.
Paulo de Tarso

RESUMO

A Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) é uma técnica não-invasiva e livre de radiação ionizante utilizada para reconstrução de imagens *in vivo* da distribuição espacial da resistividade (ou condutividade). Consiste na medição de bioimpedância, a partir da injeção de corrente elétrica senoidal em tecidos biológicos e leitura das tensões resultantes, através de eletrodos dispostos na superfície do contorno do meio analisado. Diferentemente da Tomografia Computadorizada (TC), além de não fazer uso de radiação, a TIE pode ser utilizada à beira-leito para monitorar a função pulmonar de um paciente, em "tempo real". Ademais, a técnica pode ser empregada em outros campos de pesquisa, como na detecção de câncer de mama, no monitoramento da atividade cerebral e no reconhecimento de gestos das mãos. Nesse contexto, o presente trabalho apresenta a implementação de um protótipo de TIE para 16 eletrodos, contendo um gerador senoidal de 50 kHz, uma Fonte de Corrente Controlada por Tensão (FCCT) baseada na *Mirrored Modified Howland Current Source* (MHHCS), um voltímetro com amplificador de instrumentação e um sistema de multiplexação digital. Todos os blocos do sistema proposto foram implementados em uma única placa de circuito impresso (PCI) e validados por meio das formas de onda resultantes de cada bloco em conjunto com as imagens reconstruídas com o *software* EIDORS. Para tanto, foram realizados testes utilizando um *phantom* e água no seu interior - ora salinizada, ora não salinizada - como meio condutivo.

Palavras-chave: tomografia por impedância elétrica, bioimpedância, *hardware*, *firmware*, reconstrução de imagem.

ABSTRACT

Electrical Impedance Tomography (EIT) is a non-invasive and radiation-free *in vivo* imaging technique used for the reconstruction of a medium resistivity (or conductivity) spacial distribution. It consists in bioimpedance measurements, based on sinusoidal current injection and voltage readings in biological tissues, through electrodes that are affixed around the analised medium board surface. Differently from Computerized Tomography (CT), EIT can be used in bed-side applications to monitor patients lung functions in "real-time", besides the fact it does not use ionizing radiation. Also, this technique can be employed in other research fields, as well as breast cancer detection, brain activity monitoring and hand gesture recognition. In this context, this work presents the implementation of a 16 electrodes EIT prototype, that contains a 50 kHz sine wave generator, a Voltage Controlled Current Source (VCCS) based on the Mirrored Modified Howland Current Source (MMHCS), a voltmeter developed with an instrumentation amplifier and a digital multiplexer system. The entire proposed EIT system was built in a single printed circuit board (PCB) and validated through its resulting waveforms - from each block - together with the reconstructed imagens from EIDORS. For this to happen, tests were made using a body test with water within it as the conductive mean.

Keywords: electrical impedance tomography, bioimpedance, hardware, firmware, image reconstruction.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Imagem de TIE da mudança de resistividade de um pulmão, durante a respiração.	21
Figura 2 – Publicações anuais para " <i>electrical impedance tomography</i> ", no Embase, PubMed e IEEE.	22
Figura 3 – Sistema de TIE GOE MF II.	26
Figura 4 – Sistema de TIE EIT Evaluation Kit 2.	26
Figura 5 – Representação de um número complexo na forma cartesiana e polar. . .	29
Figura 6 – Relação entre corrente (azul) e tensão (vermelho) em um capacitor. . .	29
Figura 7 – Representação da célula de um tecido biológico na forma de um circuito elétrico.	30
Figura 8 – Circuito equivalente da célula de um tecido biológico sem a influência de R_m	30
Figura 9 – Comportamento da corrente elétrica nas células para diferentes faixas de frequência.	31
Figura 10 – Diagrama de Cole para o tecido biológico	31
Figura 11 – Gráfico das dispersões no tecido de acordo com a frequência.	32
Figura 12 – Diagrama básico dos blocos principais de um sistema de TIE.	33
Figura 13 – Bloco de medição de bioimpedância.	35
Figura 14 – Efeitos fisiológicos ocasionados por corrente elétrica <i>in vivo</i>	36
Figura 15 – Corrente de <i>Let-Go</i> , em função da frequência.	37
Figura 16 – Bloco funcional de um DDS.	38
Figura 17 – Gráficos de magnitude e fase de uma senoide.	38
Figura 18 – Fonte de Corrente Howland (a), seu modelo equivalente de Norton (b) e definição da resistência de saída do modelo equivalente (c).	40
Figura 19 – Fonte de Corrente Howland Modificada.	41
Figura 20 – Fonte de Corrente Howland Modificada Espelhada.	41
Figura 21 – Tensões de modo comum e modo diferencial nas entradas de um amplificador.	43
Figura 22 – Circuito de um amplificador diferencial.	44
Figura 23 – Circuito de um amplificador de instrumentação.	45
Figura 24 – Representação do Método Bipolar (Sistema de Dois Eletrodos).	46
Figura 25 – Representação do Método Tetrapolar (Sistema de Quatro Eletrodos) . .	47
Figura 26 – Representação do método adjacente de medição, na primeira (a) e segunda (b) leituras de tensão.	48
Figura 27 – Representação do método cruzado de medição, na primeira (a) e segunda (b) leituras de tensão.	49
Figura 28 – Representação do método oposto de medição, na primeira (a) e segunda (b) leituras de tensão.	49
Figura 29 – Representação do método adaptativo de medição, na primeira (a) e segunda (b) leituras de tensão.	50

Figura 30–Circuito equivalente de um multiplexador e seu efeito de <i>cross-talk</i>	51
Figura 31–Exemplo de malha 2D, com 340 células e 16 eletrodos no entorno, no método FEM.	53
Figura 32–Sobreposição de 16 conjuntos de dados reversamente projetados, utilizando <i>back-projection</i>	54
Figura 33–Imagem reconstruída por meio do algoritmo <i>back-projection</i> , pós-filtragem.	54
Figura 34–Matriz de sensibilidade 4x4 (a) e o problema direto (b).	55
Figura 35–Matriz de sensibilidade e o problema inverso.	56
Figura 36–Modelo FEM utilizado (à esquerda) e imagem reconstruída (à direita), no EIDORS.	57
Figura 37–Imagem reconstruída por Moro (2014), utilizando EIDORS.	57
Figura 38–Diagrama de blocos do Sheffield Mark I	58
Figura 39–Sheffield Mark 3.5, da Maltron Inc.	59
Figura 40–Sistema de TIE UCLH Mark 1b (à esquerda) e seu diagrama de funcionamento (à direita).	59
Figura 41–Imagens reconstruídas pelo sistema de TIE UCLH Mark 1b (a) e posição esperada do objeto (b).	60
Figura 42–Sistema de TIE PulmoVista 500 (a), cinta de eletrodos no paciente (b) e imagem reconstruída pelo sistema (c).	60
Figura 43–Imagens reconstruídas pelo sistema de TIE OpenEIT.	61
Figura 44–Dispositivo TIE (à esquerda) aplicado ao braço do usuário (à direita).	62
Figura 45–Comparativo entre os métodos bipolar e tetrapolar com 8, 16 e 32 eletrodos.	62
Figura 46–Diagrama de blocos do canal de medição de bioimpedância projetado por PORTO (2009).	63
Figura 47–Diagrama de blocos do canal de medição de bioimpedância projetado por NETO (2011).	64
Figura 48–Diagrama de blocos do canal de medição de bioimpedância projetado por PEREIRA (2013).	65
Figura 49–Sistema de TIE para ensaios, montado por PEREIRA (2013).	65
Figura 50–Imagens reconstruídas, através do EIDORS, de um <i>phantom</i> contendo um (I, II e IV) ou dois (III) canos de PVC.	67
Figura 51–Diagrama de blocos do sistema de TIE proposto.	68
Figura 52–Circuito gerador do sinal senoidal de referência, implementado com o AD9838ACPZ-RL7.	70
Figura 53–Esquema eletrônico do circuito da FCCT, baseada em MMHCS com compensação por <i>lead-lag</i> , implementado com o AD8001ARTZ-REEL7.	72
Figura 54–Esquema eletrônico do circuito condicionador de sinal da FCCT.	73
Figura 55–Simulação SPICE do circuito do bloco da FCCT, no LTspice.	74
Figura 56–Esquema eletrônico do circuito de medição da tensão, implementado com o INA828IDR.	75
Figura 57–Simulação SPICE do circuito do bloco da medição da tensão, no LTspice.	76

Figura 58–Fluxograma do algoritmo de reconstrução da imagem de TIE.	80
Figura 59–Imagem reconstruída a partir de dois conjuntos de dados iguais, com o algoritmo <i>back-projection</i>	81
Figura 60– <i>Phantom</i> desenvolvido nos laboratórios da UCS/CARVI.	82
Figura 61–Placa de circuito impresso do protótipo, após fabricação e montagem dos componentes.	83
Figura 62–Protótipo do sistema de TIE, montado em bancada.	83
Figura 63–Sinal obtido na saída do CI AD9838ACPZ-RL7.	84
Figura 64–Sinal amplificado do gerador senoidal, na entrada da FCCT.	85
Figura 65–Sinal diferencial (roxo) obtido na saída da FCCT.	85
Figura 66–Diferença de potencial (roxo) medida nos eletrodos 3 e 4, conectados ao amplificador de instrumentação.	86
Figura 67–Sinal obtido na entrada do ADC do microcontrolador, após estágios de amplificação, <i>buffer</i> e filtragem.	87
Figura 68–Imagem reconstruída a partir do primeiro <i>setup</i> de testes.	88
Figura 69–Imagem reconstruída a partir do segundo <i>setup</i> de testes.	89
Figura 70–Medidas das massas do sal e água colocados no <i>phantom</i>	90
Figura 71–Imagem reconstruída a partir do terceiro <i>setup</i> de testes.	90
Figura 72–Imagem reconstruída a partir do primeiro <i>setup</i> de testes.	91
Figura 73–Conjunto de imagens obtido nos testes.	93
Figura 74–Esquema elétrico do circuito de multiplexação do sistema, implementado com o MUX506IPWR.	99
Figura 75–Esquema elétrico do circuito microcontrolador, implementado com a Blue Pill (STM32F103C8T6).	99
Figura 76–Encapsulamento e pinagem do AD9838.	103
Figura 77–Plataforma Blue Pill, com microcontrolador STM32F103C8T6.	103

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Síntese das dispersões α , β , γ e δ	32
Tabela 2 – Componentes eletrônicos utilizados em cada bloco do canal projetado por PORTO (2009).	63
Tabela 3 – Especificações das aquisições realizadas por MORO (2014).	66
Tabela 4 – Resistência de saída para diferentes implementações de FCCTs.	71
Tabela 5 – Amplificadores operacionais utilizados nas implementações de FCCTs.	71
Tabela 6 – Comparativo técnico-comercial entre amplificador operacionais.	72
Tabela 7 – Amplificadores utilizados para leitura de tensão.	74
Tabela 8 – Amplificadores utilizados para leitura de tensão.	76
Tabela 9 – Amplificadores utilizados para leitura de tensão.	77
Tabela 10 – Microcontroladores utilizados na literatura.	78

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

ADC	<i>Analog-to-Digital Converter</i>
APT	<i>Applied Potential Tomography</i>
BEM	<i>Boundary Element Method</i>
CC	<i>Corrente Alternada</i>
CC	<i>Corrente Contínua</i>
CI	<i>Circuito Integrado</i>
CMRR	<i>Common-Mode Rejection Ratio</i>
COVID-19	<i>Coronavirus Disease 2019</i>
CPE	<i>Constant Phase Element</i>
CT	<i>Computerized Tomography</i>
DA	<i>Differential Amplifier</i>
DAC	<i>Digital-to-Analog Converter</i>
DDS	<i>Direct Digital Synthesis</i>
DOT	<i>Diffuse Optical Tomography</i>
EIDORS	<i>Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software</i>
EIS	<i>Electrical Impedance Spectroscopy</i>
EIT	<i>Electrical Impedance Tomography</i>
EITS	<i>Electrical Impedance Tomography Spectroscopy</i>
FCCT	<i>Fonte de Corrente Controlada por Tensão</i>
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
FEM	<i>Finite Element Method</i>
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
fps	<i>frames por segundo</i>
fMRI	<i>Functional Magnetic Resonance Imaging</i>
GBP	<i>Gain Bandwidth Product</i>
GUI	<i>Guide User Interface</i>
HCS	<i>Howland Current Source</i>
IA	<i>Instrumentation Amplifier</i>
IBGE	<i>Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística</i>
IEEE	<i>Institute of Electrical and Electronics Engineers</i>
LPF	<i>Low-Pass Filter</i>
MCLK	<i>Master Clock</i>

MCU	<i>Microcontroller Unit</i>
MHCS	<i>Modified Howland Current Source</i>
MMHCS	<i>Mirrored Modified Howland Current Source</i>
P&D	<i>Pesquisa & Desenvolvimento</i>
PCB	<i>Printed Circuit Board</i>
PCI	<i>Placa de Circuito Impresso</i>
PEEP	<i>Positive End-Expiratory Pressure</i>
PGA	<i>Programmable-Gain Amplifier</i>
PSD	<i>Phase Sensitive Detector</i>
QSPI	<i>Quad-SPI</i>
RMS	<i>Root Mean Square</i>
ROI	<i>Region of Interest</i>
SARS-CoV-2	<i>Severe Acute Respiratory Syndrome Corona Virus 2</i>
SMS-EIT	<i>Simultaneous Multi-Source EIT</i>
SNR	<i>Signal-to-Noise Ratio</i>
SoC	<i>System-on-a-Chip</i>
SPECT	<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i>
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>
SPICE	<i>Simulation Program with Integrated Circuit Emphasis</i>
TC	<i>Tomografia Computadorizada</i>
TIE	<i>Tomografia por Impedância Elétrica</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
UTI	<i>Unidade de Terapia Intensiva</i>
VCCS	<i>Voltage Controlled Current Source</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

$\alpha, \beta, \gamma, \delta$	dispersão
α'	parâmetro do CPE
ρ	resistividade [$\Omega \cdot m$]
ω	velocidade angular [rad/s]
A	área da seção transversal [m^2]
A_V	ganho de tensão elétrica [V/V]
A_{VOL}	ganho de tensão de malha aberta [V/V]
A_S	ganho de transcondutância [A/V]
C	capacitância [F]
C_m	capacitância da membrana lipídica celular [F]
$C_{1,2,\dots}$	capacitor
D	região de contorno da Equação de Laplace
I	corrente elétrica [A]
I_o	corrente elétrica de saída [A]
J_0	densidade de corrente elétrica [A/ m^2]
f	frequência [Hz]
f_{MCLK}	frequência do clock mestre [Hz]
G	ganho do amplificador de instrumentação [V/V]
l	comprimento [m]
Q	carga elétrica [C (Coulomb)]
s	fator de sensibilidade
R	resistência elétrica [Ω]
R_∞	impedância na frequência infinita [Ω]
R_0	impedância em 0 Hz [Ω]
$R_{1,2,\dots}$	resistor
R_e	resistência extra-celular [Ω]
R_G	resistor de ganho [Ω]
R_i	resistência intra-celular [Ω]
R_l	resistência da carga [Ω]
R_m	resistência dos canais iônicos [Ω]
R_o	resistência de saída [Ω]
$SW_{1,2,\dots}$	elemento chaveador num circuito
V	tensão elétrica [V]

V_{cm}	tensão elétrica de modo comum [V]
V_{dm}	tensão elétrica de modo diferencial [V]
V_i	tensão elétrica de entrada [V]
X	reatância [Ω]
X_C	reatância capacitiva [Ω]
Z	impedância elétrica [Ω]
Z_{CPE}	impedância do elemento de fase constante [Ω]
Z_o	impedância de saída [Ω]

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	20
1.1	JUSTIFICATIVA	21
1.2	OBJETIVOS DO TRABALHO	22
1.2.1	Objetivo Geral	22
1.2.2	Objetivos Específicos	22
1.2.3	Restrições	23
1.2.4	Apresentação do trabalho	24
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	25
2.1	BREVE PANORAMA HISTÓRICO DA TOMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA	25
2.2	BIOIMPEDÂNCIA	27
2.2.1	Definições básicas: resistência e capacitância	27
2.2.2	Impedância elétrica	28
2.2.3	Resistências, capacitâncias e impedâncias no tecido biológico	29
2.3	SISTEMAS DE TIE	33
2.3.1	Corrente, tecidos biológicos e segurança elétrica	35
2.3.2	Geração do sinal senoidal de referência	36
2.3.2.1	<i>Direct Digital Synthesis</i>	37
2.3.3	Fonte de Corrente Controlada por Tensão	39
2.3.3.1	Fonte de Corrente Howland	39
2.3.3.1.1	Fonte de Corrente Howland Modificada	40
2.3.3.1.2	Fonte de Corrente Howland Modificada Espelhada	41
2.3.4	Medição de tensão	42
2.3.4.1	Amplificador diferencial	43
2.3.4.2	Amplificador de instrumentação	44
2.3.5	Métodos de injeção de corrente elétrica e medição de tensão resultante	45
2.3.5.1	Método Bipolar (ou Sistema de Dois Eletrodos)	46
2.3.5.2	Método Tetrapolar (ou Sistema de Quatro Eletrodos)	46
2.3.5.3	Método Adjacente (ou Vizinho)	47
2.3.5.4	Método Cruzado (ou Diagonal)	47
2.3.5.5	Método Oposto (ou Polar)	48
2.3.5.6	Método Adaptativo (ou Trigonométrico)	49
2.3.6	Multiplexação do canal de medição	50
2.3.7	Reconstrução da imagem de TIE	51
2.3.7.1	Modelo matemático do sistema	51
2.3.7.2	Algoritmos de reconstrução de imagem	52
2.3.7.2.1	<i>Back-projection</i>	53
2.3.7.2.2	Matriz de sensibilidade	54
2.3.7.3	EIDORS	56
2.4	TRABALHOS RELACIONADOS	57
2.4.1	Sheffield Mark I	57
2.4.2	Sheffield Mark 3.5	58
2.4.3	Grupo de Oxford	58
2.4.4	UCLH Mark 1b	59

2.4.5	PulmoVista 500	60
2.4.6	OpenEIT	60
2.4.7	SMS-EIT, da General Electric	61
2.4.8	"Advancing Hand Gesture Recognition with High Resolution EIT", de Zhang, Xiao e Harrison (2016)	61
2.4.9	"Projeto e avaliação de um canal de medição de bioimpedâncias", por Porto (2009)	63
2.4.10	"Projeto de um canal multifrequencial de medição de bioimpedân- cia", por Neto (2011)	64
2.4.11	"Desenvolvimento de um <i>front-end</i> analógico para tomografia por impedância elétrica", por Pereira (2013)	64
2.4.12	"Desenvolvimento de um tomógrafo por impedância elétrica", por Moro (2014)	65
3	METODOLOGIA EXPERIMENTAL	68
3.1	PROJETO DO SISTEMA DE TIE	68
3.1.1	Geração do sinal senoidal de referência	69
3.1.2	Fonte de Corrente Controlada por Tensão	70
3.1.3	Medição de tensão	73
3.1.4	Multiplexação do canal de medição e quantidade de eletrodos	76
3.1.5	Microcontrolador	77
3.1.5.1	Leitura da tensão e Conversor Analógico-Digital (ADC)	78
3.1.6	Método de injeção de corrente elétrica e medição da tensão resultante	79
3.1.7	Reconstrução da imagem de TIE e <i>phantom</i>	80
3.1.8	Testes e <i>phantom</i>	81
3.2	IMPLEMENTAÇÃO DO SISTEMA DE TIE	82
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	84
4.1	GERAÇÃO DO SINAL SENOIDAL DE REFERÊNCIA	84
4.2	FONTE DE CORRENTE CONTROLADA POR TENSÃO	84
4.3	MEDIÇÃO DA TENSÃO	86
4.4	RECONSTRUÇÃO DA IMAGEM DE TIE	87
4.4.1	Imagem I	88
4.4.2	Imagem II	88
4.4.3	Imagem III	89
4.4.4	Imagem IV	91
5	CONCLUSÕES	92
	REFERÊNCIAS	95

1 INTRODUÇÃO

A pandemia da COVID-19¹, causada pelo novo coronavírus SARS-CoV-2, é mais uma catástrofe mundial que será registrada nos livros de história. Até o momento da escrita deste trabalho, no Brasil, o número de óbitos por conta da doença é de 321.515 (cerca de 0,15% com relação à projeção da população brasileira pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística – IBGE) e, no mundo, esses números chegam a 127.877.462 (cerca de 1,63% da população mundial, de acordo com a contagem do site Worldometer).

De acordo com Fu et al. (2020), pacientes com COVID-19 geralmente apresentam secreções nas vias aéreas, o que compromete rigorosamente a ventilação pulmonar. Uma das formas de avaliar o processo de evolução (ou regressão) da doença nos pulmões é fazendo uso de exames radiológicos, como, por exemplo, Tomografia Computadorizada (TC), metodologia essa utilizada por Pan et al. (2020).

Segundo Teschner, Imhoff e Leonhardt (2015), embora a TC forneça imagens detalhadas do interior do corpo humano, ela não só utiliza radiação ionizante, como também é uma tecnologia que não pode ser utilizada à beira-leito, de forma que é necessário movimentar o paciente de um lado ao outro no centro hospitalar para a realização do exame.

Nesse cenário, surge a Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) como uma técnica complementar às já existentes formas de monitoramento do corpo humano. O maior benefício médico da TIE é o seu uso em Unidades de Terapia Intensiva (UTI), para monitorar a função pulmonar do paciente (TESCHNER; IMHOFF; LEONHARDT, 2015).

A TIE é uma técnica não-invasiva e não-radioativa para obtenção de imagens geradas a partir de medidas elétricas realizadas no entorno de um objeto, em que o resultado é a distribuição da condutividade (ou resistividade) interna do meio analisado, como mostra a Figura 1. Para tanto, na superfície desse objeto, são anexados eletrodos, através dos quais se faz injeção de corrente elétrica alternada e medição da tensão resultante (RAJAGURU; RATHINAM; SINGARAVELU, 2013).

A TIE, quando comparada a exames como TC, f-MRI², SPECT³ e ultrassonografia 3D, além de fornecer informações a respeito das propriedades elétricas da pele e não expor o indivíduo a radiação ionizante, faz uso de pequenos dispositivos para realizar o monitoramento contínuo de pacientes à beira-leito (BARBER; BROWN, 1984). Além disso, possui algumas vantagens, como: (1) baixo custo; (2) não oferece perigo ao paciente; (3) é de simples aplicação; (4) alta taxa de coleta dos dados - geralmente, 25 *frames* por segundo (fps); e (5) o material analisado pode ser caracterizado (BROWN, 2001).

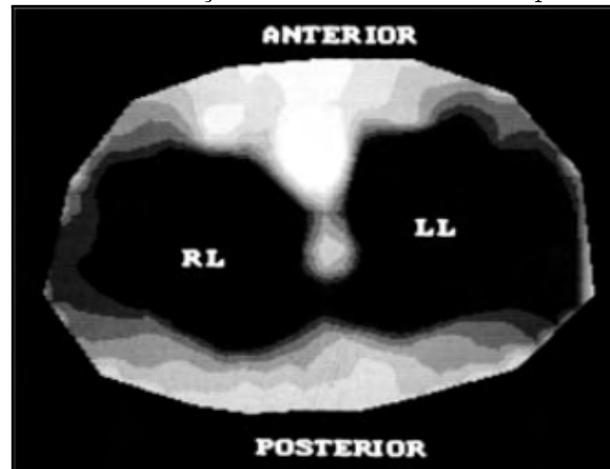
Além do monitoramento de pacientes, a TIE pode ser empregada em outras situações,

¹ *Coronavirus Disease 2019*.

² *Functional Magnetic Resonance Imaging*. Em português, Imagem por Ressonância Magnética Funcional.

³ *Single Photon Emission Computed Tomography*. Em português, Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único.

Figura 1 – Imagem de TIE da mudança de resistividade de um pulmão, durante a respiração.



Fonte: BROWN (2001).

como: (a) detecção do câncer de mama; (b) monitoramento da atividade cerebral, (c) da atividade cardíaca e (d) do fluxo sanguíneo; (e) determinação da quantidade de fluido no meio intra e extracelular para quantificar a severidade da síndrome pré-menstrual. (HOLDER, 2005a), (RAJAGURU; RATHINAM; SINGARAVELU, 2013).

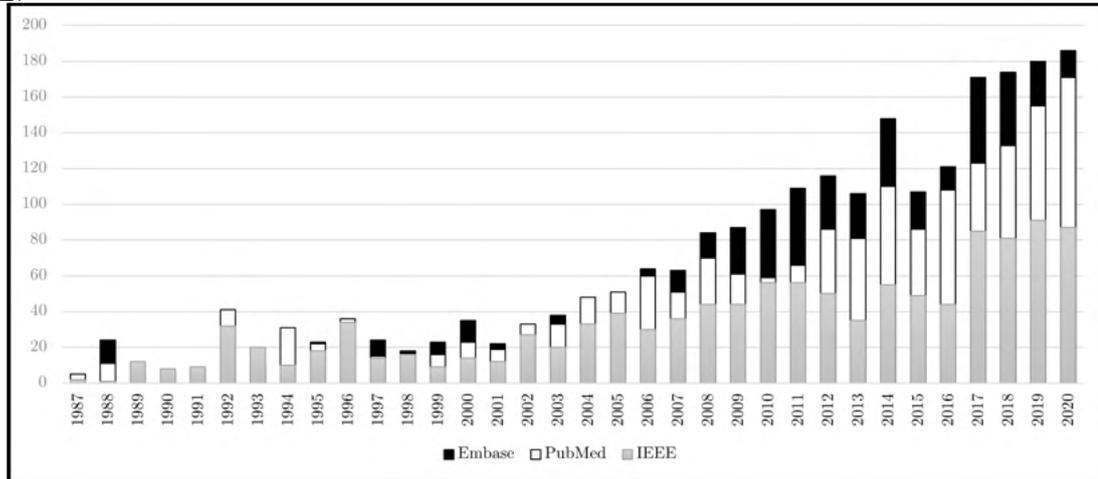
Alguns autores trabalharam no assunto e serviram de inspiração para esse documento. Porto (2009) e Neto (2011), por exemplo, projetaram um canal multifrequencial de medição de bioimpedância, utilizando cargas puramente resistivas para analisar a resposta do sistema. Pereira (2013), por sua vez, buscou desenvolver um *front-end* analógico para TIE, sugerindo a utilização da plataforma EIDORS para reconstrução da imagem do meio analisado. Por fim, Moro (2014), juntou alguns desses blocos e projetou um Tomógrafo por Impedância Elétrica de frequência única, fazendo a reconstrução da imagem (não em "tempo real") do interior de um *phantom*, através do EIDORS. Para tanto, ele utilizou um gerador de funções de bancada e mais de um *hardware* para a implementação do sistema como um todo. Diante do contexto até aqui apresentado, este trabalho propõe o desenvolvimento de um protótipo de TIE em uma única placa de circuito impresso (PCI), com gerador senoidal integrado, possibilitando aplicações e estudos futuros em sistemas de TIE multifrequenciais. O intuito é implementar o *hardware*, utilizando componentes eletrônicos difundidos na indústria, e o *firmware*, focando em aplicações nas ciências exatas e biológicas, voltadas para pesquisa e desenvolvimento nessas áreas.

1.1 JUSTIFICATIVA

Com o intuito de reforçar a importância do assunto, na Figura 2, é mostrado o resultado da quantidade de publicações por ano de trabalhos relacionados ao termo “*electrical impedance tomography*” (incluindo as aspas duplas), cuja busca foi realizada nas bases de dados Embase, PubMed e IEEE (*Institute of Electrical and Electronic Engineers*). Tanto

na área da Biomedicina como no campo das Engenharias Elétrica e Eletrônica, percebe-se, no mínimo, o interesse em dar continuidade a pesquisas e desenvolvimentos relacionados a esse assunto.

Figura 2 – Publicações anuais para "*electrical impedance tomography*", no Embase, PubMed e IEEE.



Fonte: O autor (2021).

1.2 OBJETIVOS DO TRABALHO

Esta seção tem como propósito apresentar ao leitor o cerne do trabalho, por meio da descrição do objetivo geral, seguido dos objetivos específicos e, após, expondo algumas restrições de projeto. Ao final, uma breve descrição de como os capítulos estão separados ao longo da escrita do texto.

1.2.1 Objetivo Geral

Implementação de um protótipo de Tomografia por Impedância Elétrica (TIE), por meio de *hardware* e *firmware*, fazendo uso de um *phantom* para testes e validação do sistema.

1.2.2 Objetivos Específicos

Com o intuito de alcançar o objetivo geral deste trabalho, é necessário cumprir alguns objetivos específicos, que são:

- Revisão bibliográfica a respeito dos conceitos fundamentais de TIE, como bioimpedância, canal de medição de bioimpedância e algoritmos de reconstrução de imagem;

- Realização de uma pesquisa bibliográfica relacionando trabalhos na área, com o objetivo de verificar métodos e componentes utilizados, bem como as características principais de cada sistema;
- Apresentação da metodologia de trabalho para a implementação do protótipo;
- Simulações SPICE para validação de topologias de hardware;
- Desenvolvimento de um *hardware* capaz de implementar um canal de medição de bioimpedância;
- Implementação de um circuito gerador de senoide;
- Implementação de uma fonte de corrente controlada por tensão de amplitude fixa;
- Implementação de um circuito condicionador de sinal capaz de realizar leitura de tensão diferencial;
- Desenvolvimento de um *firmware* que implemente os itens acima;
- Utilização, em um computador pessoal, de um algoritmo pré-existente para a reconstrução da imagem de TIE, proveniente dos dados adquiridos pelo hardware;
- Testes do sistema para validação do protótipo.

1.2.3 Restrições

Com o objetivo de finalizar o escopo deste trabalho, em complemento aos objetivos geral e específicos, delimitam-se as seguintes restrições:

- O trabalho não tem por objetivo implementar um Tomógrafo por Impedância Elétrica de cunho comercial e/ou industrial, mas apenas um protótipo para estudos acadêmicos;
- Não serão realizadas medições *in vivo*⁴;
- Não será desenvolvido um novo algoritmo de reconstrução de imagem, mas utilizado um pré-existente, com base na literatura;
- A reconstrução da imagem não será realizada em "tempo real".

⁴Que ocorrem dentro de um organismo vivo.

1.2.4 Apresentação do trabalho

Além do presente capítulo introdutório, o trabalho está dividido em outras seções, resumidamente descritas a seguir:

- **Capítulo 2.** Um breve panorama histórico sobre TIE, seguido de referencial bibliográfico para compreensão de conceitos fundamentais da técnica, como bioimpedância, canal de medição de bioimpedância e reconstrução de imagens. Ademais, breve revisão do que está sendo implementado tanto na literatura quanto na indústria;
- **Capítulo 3.** Metodologia proposta para a implementação do protótipo de TIE, junto à proposição do *hardware*, em paralelo com simulações SPICE para validação dos circuitos eletrônicos propostos;
- **Capítulo 4.** Implementação dos circuitos propostos no capítulo anterior, seguido dos testes de laboratório do *hardware*, apresentando e discutindo os resultados obtidos;
- **Capítulo 5.** Ponderações finais a respeito do trabalho, junto à sugestões para futuras pesquisas e desenvolvimentos na área;

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

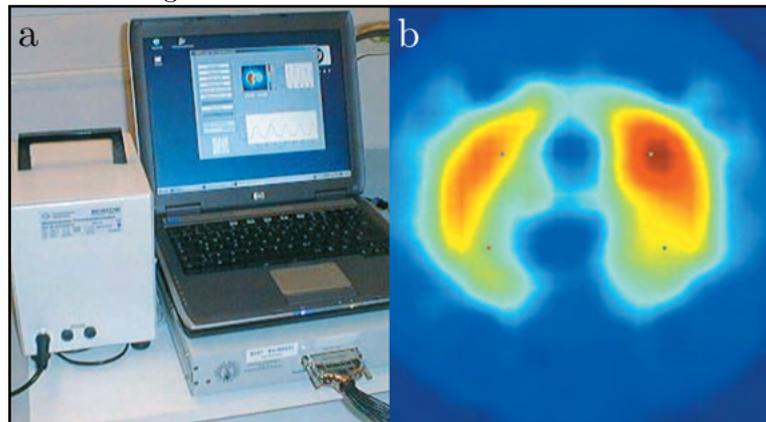
A Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) vem sendo estudada por mais de 40 anos. No seu início, era conhecida por outras nomenclaturas, como *applied potential tomography* (APT), *electrical impedance imaging*, *conductive imaging* e *impedance computed tomography* (BARBER; BROWN, 1984). Uma breve revisão histórica do assunto será abordada a seguir, passando pelas primeiras publicações sobre imagens por impedância elétrica, até produtos comerciais desenvolvidos recentemente, de forma a orientar o leitor no caminho trilhado pela TIE ao longo dos anos. Em seguida, tem-se o referencial bibliográfico para compreensão dos blocos fundamentais presentes na TIE, como bioimpedância, canal de medição de bioimpedância e reconstrução de imagens. Por fim, far-se-á uma breve revisão de implementações existentes tanto na literatura quanto na indústria.

2.1 BREVE PANORAMA HISTÓRICO DA TOMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

- **1976 - 1978.** Henderson e Webster publicaram as primeiras imagens por impedância elétrica dos pulmões (HENDERSON; WEBSTER, 1978), (HOLDER, 2005a);
- **1978.** Benabid propôs um sistema de tomografia por impedância para fazer imagens de tumor cerebral (BENABID et al., 1978), (HOLDER, 2005a);
- **1984.** Publicação do artigo *Applied potential tomography*, de Barber e Brown, que faz uma revisão das tentativas de se produzir imagens da distribuição espacial da resistividade do tecido biológico (BARBER; BROWN, 1984);
- **1987.** Desenvolvido o primeiro protótipo comercial de TIE, o Sheffield Mark I (BROWN; SEAGAR, 1987), (HOLDER, 2005a).
- **1987.** Um grupo de Oxford desenvolveu um sistema clínico de TIE para obter imagens cerebrais de neonatos¹, com o intuito de antever problemas fatais a esses recém-nascidos (MURPHY et al., 1987);
- **Década de 1990.** Surgimento do protótipo digital GOE MF II (Figura 3a), desenvolvido por EIT-Group Göttingen, para avaliar a distribuição do volume corrente e validar a capacidade da TIE em monitorar a função pulmonar (TESCHNER; IMHOFF; LEONHARDT, 2015).
- **1999.** Aprovação da *Food and Drug Administration* (FDA) para um método de *impedance scanning* (varredura de impedância, em tradução livre) para detecção de câncer de mama (HOLDER, 2005a);

¹Diz-se do ser humano recém-nascido, no período entre o 1^o e o 28^o dia de vida.

Figura 3 – Sistema de TIE GOE MF II.



Fonte: TESCHNER; IMHOFF; LEONHARDT (2015).

- **2001.** Dräger e EIT-Group Göttingen trocam experiências com o intuito de aprimorar a tecnologia, o *design* e o *software* de TIE para o seu uso no monitoramento da função pulmonar (Figura 3b) (TESCHNER; IMHOFF; LEONHARDT, 2015);
- **2006.** Lançamento do EIT Evaluation Kit 2 (Figura 4), pela Dräger, que possibilitou a exibição contínua de imagens de TIE e das formas de onda, além de realizar melhorias em questões como eletrodos, cabeamento e sistema de aquisição de dados (TESCHNER; IMHOFF; LEONHARDT, 2015);

Figura 4 – Sistema de TIE EIT Evaluation Kit 2.



Fonte: TESCHNER; IMHOFF; LEONHARDT (2015).

- **2006 - Atualmente.** Estudos e melhorias nos blocos individuais de um sistema de TIE, como, por exemplo, utilização de amplificadores de transcondutância na fonte de corrente e algoritmos do tipo D-bar na reconstrução da imagem. (DALLAMUTA; HOLZMANN; GRANZA, 2020), (BERTEMES-FILHO et al., 2012)

2.2 BIOIMPEDÂNCIA

O fluxo de corrente elétrica em tecidos biológicos resulta na mudança de suas propriedades elétricas, que variam de acordo com a frequência aplicada, o tipo de tecido analisado e a histologia² subjacente. Essas propriedades elétricas, as quais podem ser mensuradas, são também conhecidas como bioimpedância. Ela, por sua vez, é constituída por duas propriedades, resistência e capacitância, que serão descritas nas seções a seguir (BARBER; BROWN, 1984), (HOLDER, 2005b).

2.2.1 Definições básicas: resistência e capacitância

A resistência, representada pela letra R e medida em ohms (Ω), é a capacidade que um elemento possui de resistir ao fluxo de cargas elétricas. Pode ser descrita como a relação entre a resistividade ρ do material, a área A da sua seção transversal e o seu comprimento l , conforme a Equação 2.1. Também, pode-se expressar a resistência elétrica como uma relação de proporcionalidade entre uma tensão V e uma corrente I , dada pela conhecida Lei de Ohm. Esses componentes, que se encaixam na categoria de elementos passivos de um circuito, são usados como conversores de tensão elétrica em corrente elétrica e vice-versa. Por fim, vale ressaltar que a resistência possui o mesmo efeito tanto em sistemas de corrente contínua (CC) quanto em corrente alternada (CA), isto é, seu valor não varia em função da frequência do sinal aplicado (ALEXANDER; SADIKU, 2013), (HOROWITZ; HILL, 1989), (HOLDER, 2005b).

$$R = \rho \frac{l}{A} \quad (2.1)$$

A capacitância, por sua vez, é uma propriedade elétrica que se relaciona com armazenamento de energia na forma de campo elétrico, diferentemente da resistência que dissipa energia na forma de calor. O componente utilizado para modelar o comportamento da capacitância é o capacitor e a representação dessa grandeza elétrica se dá pela letra C , cuja unidade de medida é o farad (F). De acordo com Alexander e Sadiku (2013), a capacitância pode ser descrita como a "*razão entre a carga $[Q]$ depositada em uma placa de um capacitor e a diferença de potencial [elétrico V] entre as duas placas*", matematicamente expressa na Equação 2.2 (ALEXANDER; SADIKU, 2013), (HOROWITZ; HILL, 1989), (HOLDER, 2005b).

$$Q = CV \quad (2.2)$$

$$\frac{dQ}{dt} = I = C \frac{dV}{dt} \quad (2.3)$$

²Campo da biomedicina que estuda os tecidos biológicos.

Para tensões variantes no tempo, a corrente elétrica em um capacitor é diferente de zero, conforme expressa a Equação 2.3. Por outro lado, quando a tensão elétrica sobre os terminais do capacitor é constante, a corrente nele é nula. A partir disso, é importante pontuar que um capacitor bloqueia sinais elétricos CC e permite a passagem de sinais do tipo CA. Isso se dá por causa da chamada reatância capacitiva, grandeza elétrica análoga à resistência elétrica, medida em ohms (Ω) e representada pela letra X_C . Por definição (Equação 2.4), ela é uma resistência cujo valor varia de acordo com a frequência. Quanto menor a frequência do sinal aplicado sobre um capacitor, maior o valor da sua reatância, ocasionando uma maior oposição à passagem de corrente elétrica alternada (ALEXANDER; SADIKU, 2013), (HOROWITZ; HILL, 1989), (HOLDER, 2005b).

$$X_C = \frac{1}{2\pi fC} \quad (2.4)$$

2.2.2 Impedância elétrica

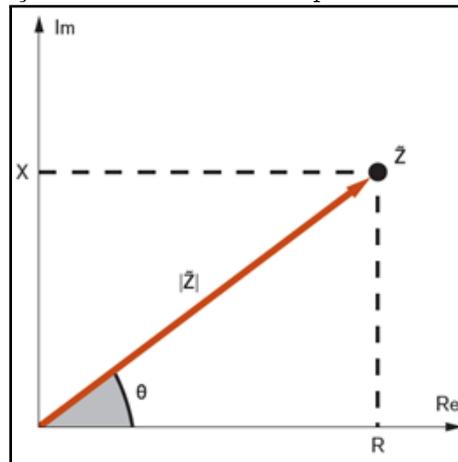
A impedância elétrica é um número complexo que descreve o comportamento que um dado material tem de se opor a correntes alternadas senoidais. Trata-se de uma grandeza ôhmica (Ω) e é composta por uma parcela real e uma imaginária, que representam a resistência R e a reatância X do material, respectivamente. Por se tratar de um número complexo, a impedância elétrica Z pode ser representada de duas formas: cartesiana (Equação 2.5) ou polar (Equação 2.6) (TESCHNER; IMHOFF; LEONHARDT, 2015). A Figura 5 mostra a relação entre ambas as definições.

$$Z = R + jX \quad (2.5)$$

$$Z = |Z|e^{j\theta} = |Z|\underline{\angle\theta} \quad (2.6)$$

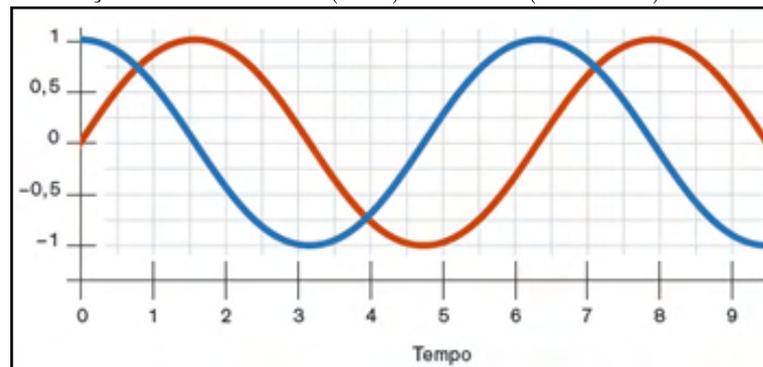
Uma impedância puramente resistiva contém, apenas, a parcela real do número complexo ($Z = R$), enquanto uma impedância puramente capacitiva, por exemplo, contém apenas a parte imaginária ($Z = -jX_C$). Quando um circuito elétrico apresenta tanto resistências quanto capacitâncias, a impedância resultante é um número complexo com ambas as partes, real e imaginária, em que, conseqüentemente, os efeitos de defasagem entre tensão e corrente surgem. Nesse caso, por se tratar de uma impedância elétrica capacitiva, diz-se que a corrente está adiantada em relação à tensão, como exemplifica a Figura 6 (TESCHNER; IMHOFF; LEONHARDT, 2015).

Figura 5 – Representação de um número complexo na forma cartesiana e polar.



Fonte: TESCHNER; IMHOFF; LEONHARDT (2015).

Figura 6 – Relação entre corrente (azul) e tensão (vermelho) em um capacitor.



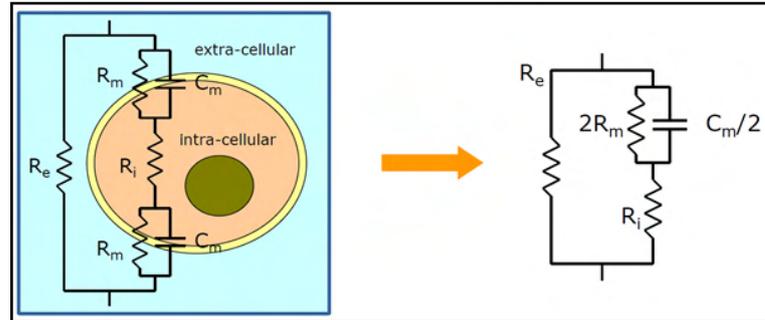
Fonte: Adaptado de TESCHNER; IMHOFF; LEONHARDT (2015).

2.2.3 Resistências, capacitâncias e impedâncias no tecido biológico

De acordo com HOLDER (2005b), tecidos biológicos são formados por células que, por sua vez, podem ser modeladas na forma de um circuito elétrico, com resistências e capacitâncias. Como pode ser visto na Figura 7, o meio extra-celular é modelado por um resistor R_e e o meio intra-celular por um resistor R_i em série com dois outros arranjos formados por um resistor R_m - que representa os canais iônicos - e um capacitor C_m , que diz respeito à característica isolante da membrana lipídica da célula (IVORRA CANO, 2005).

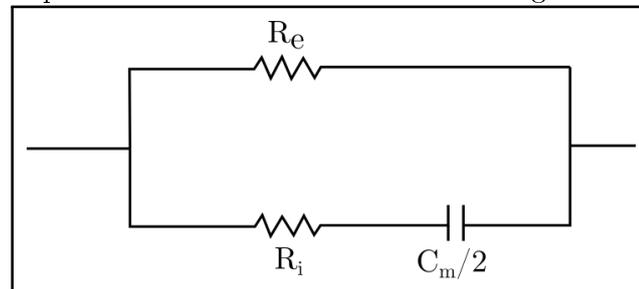
Geralmente, a resistência R_m é desconsiderada, pois a condutividade da membrana é baixa. Se assim o for, o circuito equivalente é reduzido ao da Figura 8, mostrando um dos modelos mais simples e mais adotados por autores cujos estudos relatam o uso de frequências na ordem de dezenas de MHz. Tal modelo faz uso de apenas dois resistores e um capacitor, representando tanto o exterior quanto interior de uma célula (IVORRA CANO, 2005), (HOLDER, 2005b).

Figura 7 – Representação da célula de um tecido biológico na forma de um circuito elétrico.



Fonte: IVORRA CANO (2005).

Figura 8 – Circuito equivalente da célula de um tecido biológico sem a influência de R_m .



Fonte: Adaptado de HOLDER (2005b).

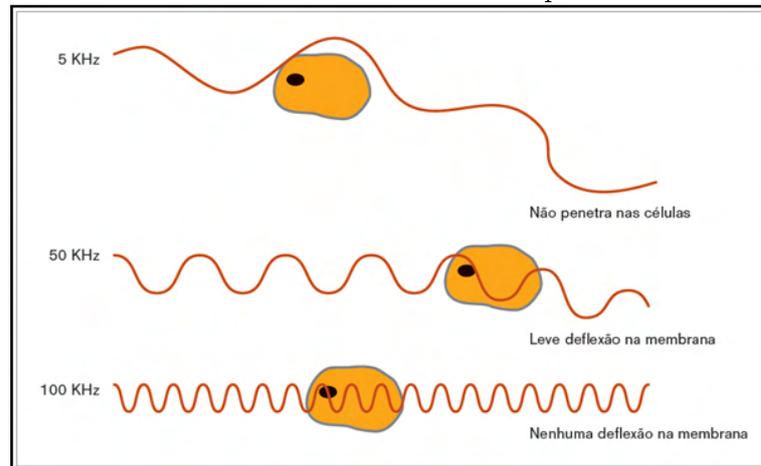
Nesse contexto, a bioimpedância se dá na forma de um número complexo, onde a parte real diz respeito ao fluido e o sangue contido no órgão, enquanto a parte imaginária diz respeito ao efeito capacitivo descrito anteriormente (WU et al., 2021). Vale ressaltar, também, que, dadas tais características, a impedância da pele é dependente da frequência da corrente elétrica nela injetada (BARBER; BROWN, 1984).

Como mostra a Figura 9, em casos onde são injetadas correntes de baixa frequência ($f < 5$ kHz), a maior parte do sinal percorre o exterior da célula, através de R_e , o que resulta numa impedância somente resistiva. Por outro lado, à medida que a frequência sobe (5 kHz $< f < 100$ kHz), as correntes passam a percorrer ambos os meios - intra e extracelular - resultando em uma impedância relativamente menor e, agora, com parcela capacitiva. Contudo, para frequências mais elevadas ($f > 100$ kHz), a reatância capacitiva torna-se desprezível e a impedância resultante torna a ser puramente resistiva (TESCHNER; IMHOFF; LEONHARDT, 2015), (HOLDER, 2005b).

De acordo com Ivorra Cano (2005), uma das formas utilizadas pelos pesquisadores para representar essa relação existente entre frequência e impedância, no campo da bioimpedância, é através do diagrama de Cole (também conhecido como diagrama de Wessel ou gráfico de Nyquist), demonstrado na Figura 10. Cada ponto do arco é o encontro dos valores de resistência R e reatância X , referente às coordenadas dos eixos horizontal e vertical, respectivamente, de um valor de impedância numa frequência f específica.

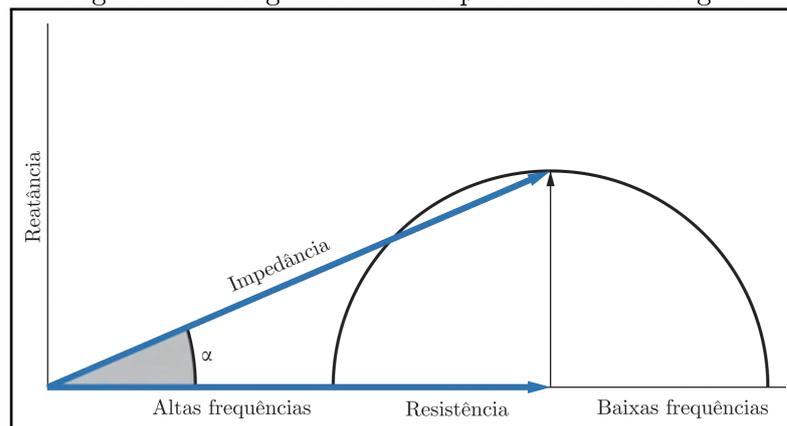
É possível perceber que tanto nas baixas frequências quanto nas altas, a impedância

Figura 9 – Comportamento da corrente elétrica nas células para diferentes faixas de frequência.



Fonte: Adaptado de TESCHNER; IMHOFF; LEONHARDT (2015).

Figura 10 – Diagrama de Cole para o tecido biológico



Fonte: Adaptado de TESCHNER; IMHOFF; LEONHARDT (2015).

resultante é resistiva. A transição de um valor constante para outro é chamada de dispersão, a qual é percebida pela formação de um arco no diagrama (IVORRA CANO, 2005). Segundo Brief introduction to bioimpedance (2005b) e Ivorra Cano (2005), essas dispersões podem ser separadas por regiões de frequência, denominadas de dispersões alfa (α), beta (β), gama (γ) e delta (δ). A Tabela 1 e a Figura 11 trazem uma breve explicação dessa propriedade.

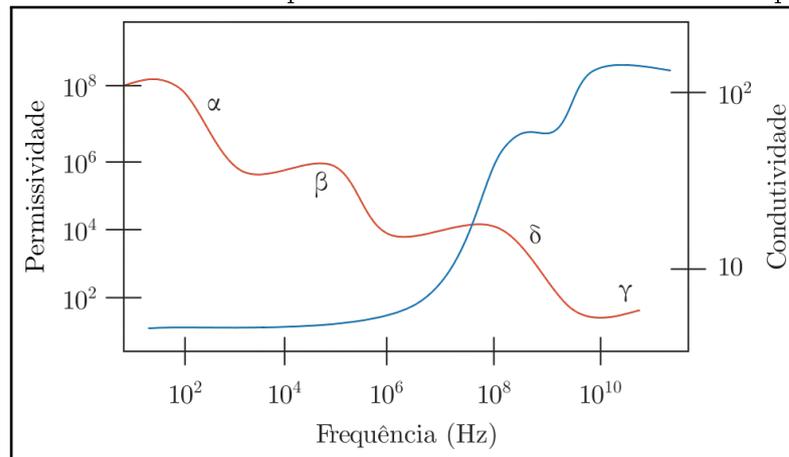
Apesar de o modelo elétrico descrito anteriormente (Figura 8) ser utilizado por alguns autores, como HOLDER (2005b), Teschner, Imhoff e Leonhardt (2015), Moro (2014), e, inclusive, Ivorra Cano (2005), este, por sua vez, relata que a bioimpedância tende a ser mais complexa do que isso, de tal forma que é comum o surgimento de duas dispersões sobrepostas, numa banda de frequência de 10 Hz a alguns MHz. Com o intuito de modelar corretamente esse comportamento, a capacitância C_m deve ser substituída pelo chamado Elemento de Fase Constante (CPE - *Constant Phase Element*), que consiste em uma

Tabela 1 – Síntese das dispersões α , β , γ e δ .

Dispersão	Região de frequência	Descrição
Alfa (α)	Centrado em 100 Hz.	Membrana celular externa é capaz de carregar e descarregar completamente.
Beta (β)	Entre 10 kHz e 100 MHz, com maior efeito em 100 kHz.	Introdução do efeito capacitivo: corrente pode circular pelas membranas lipídicas.
Gama (γ)	Centrado em 10 GHz.	Re-orientação dipolar de proteínas e organelas, afetando as medições de impedância.
Delta (δ)	Em torno de 100 MHz.	Entre as dispersões β e γ , causada pelo momento dipolar de grandes moléculas como proteínas.

Fonte: Adaptado de HOLDER (2005b) e IVORRA CANO (2005).

Figura 11 – Gráfico das dispersões no tecido de acordo com a frequência.



Fonte: Adaptado de NASIR; AL AHMAD (2020).

capacitância dependente da frequência, cuja impedância é dada pela Equação 2.7³. Alguns autores sugerem que α' é uma medida da distribuição de combinações entre resistências e capacitâncias, embora o significado físico do CPE não seja compreendido claramente, além de não poder ser concebível fisicamente (IVORRA CANO, 2005).

$$Z_{CPE} = \frac{1}{(j2\pi fC)^{\alpha'}} \quad (2.7)$$

Apesar disso, segundo Ivorra Cano (2005), autores usam apenas o modelo matemático proveniente da utilização do CPE no circuito equivalente, para descrever os resultados dos seus experimentos. A esse modelo se dá o nome de Equação de Cole (Equação 2.8), onde

³Não confundir o expoente α' do Z_{CPE} , com a dispersão α . São conceitos distintos.

R_∞ é a impedância na frequência infinita, R_0 é a impedância em 0 Hz, τ é a constante de tempo ($\Delta R.C$) e α' é o parâmetro do CPE.

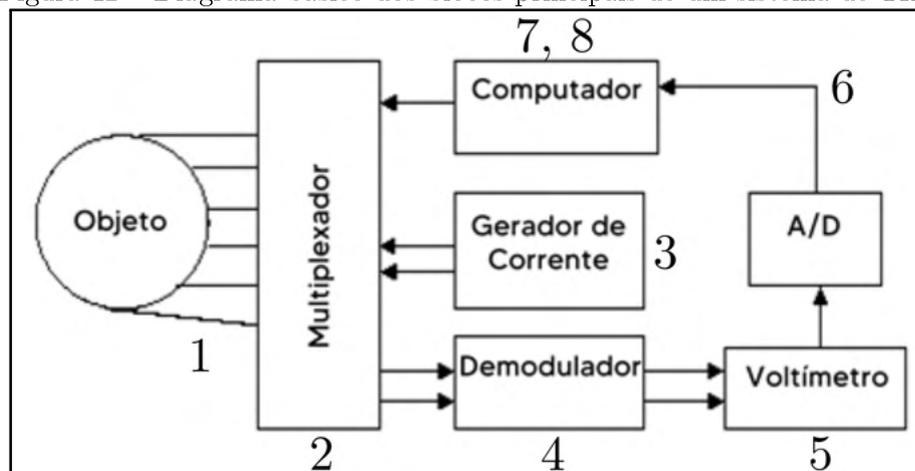
$$Z = R_\infty + \frac{\Delta R}{1 + (j2\pi f\tau)^{\alpha'}}, \Delta R = R_0 - R_\infty \quad (2.8)$$

2.3 SISTEMAS DE TIE

Sistemas de TIE são capazes de monitorar a função pulmonar de modo não-invasivo e livre de radiação ionizante, através da medição da impedância elétrica por meio de eletrodos dispostos no contorno da superfície de interesse (RAJAGURU; RATHINAM; SINGARAVELU, 2013). Além disso, podem gerar imagens em "tempo real"⁴ e ser utilizados à beira-leito, proporcionando uma resposta mais rápida por parte dos profissionais da saúde, no que diz respeito a leitura e ajustes de parâmetros respiratórios do paciente, como a *Positive End-Expiratory Pressure* (PEEP), complacência pulmonar, pressão positiva e negativa, volume corrente e outros (WOLF et al., 2013) (TESCHNER; IMHOFF; LEONHARDT, 2015), (CAMPOROTA, 2013).

De acordo com Barber e Brown (1984), todo sistema de imagem *in vivo*, deve ser composto por um vetor de eletrodos, somado a um sistema de coleta de dados, o qual aplica potenciais elétricos e os registra, seguido por um algoritmo de reconstrução de imagem. Nesse contexto, um sistema de TIE é formado, principalmente, por (1) um *hardware* que faz a aquisição dos dados e (2) um *software* que realiza a reconstrução da imagem (RAJAGURU; RATHINAM; SINGARAVELU, 2013).

Figura 12 – Diagrama básico dos blocos principais de um sistema de TIE.



Fonte: Adaptado de RAJAGURU; RATHINAM; SINGARAVELU (2013).

Na Figura 12, é mostrado um diagrama básico de um sistema de TIE composto pelos seus principais blocos, os quais são (RAJAGURU; RATHINAM; SINGARAVELU, 2013):

⁴Neste caso, o termo "tempo real" não deve ser confundido com seu correspondente em computação.

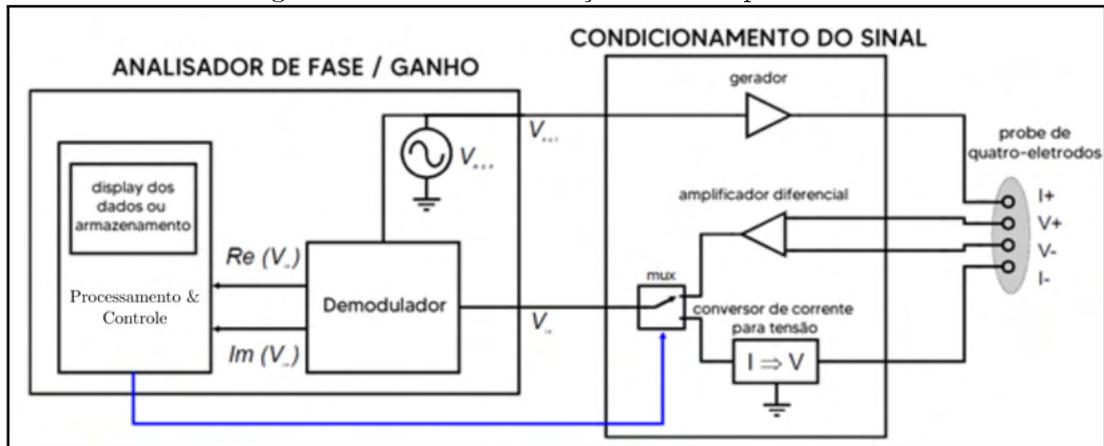
1. Vetor de eletrodos fixado à superfície do objeto;
2. Circuito de chaves analógicas para multiplexar a fonte de corrente e o voltímetro, com o intuito de fazer a aquisição dos dados;
3. Gerador de corrente elétrica senoidal para fazer a injeção na superfície do objeto;
4. Demodulação do sinal lido para adquirir as componentes de ganho e fase da tensão (IVORRA CANO, 2005);
5. Voltímetro para leitura dos sinais de tensão da superfície;
6. Etapa de filtros (para redução de ruídos), discretização do sinal e interfaceamento com o computador;
7. Algoritmo de reconstrução de imagem, que gera a imagem da distribuição interna da resistividade do objeto;
8. Computador, como Interface Homem-Máquina (IHM) para o usuário ter fácil acesso à análise da imagem reconstruída.

No que se refere ao *hardware*, tem-se o bloco de medição da bioimpedância, cujo cálculo se baseia na medida da tensão resultante da injeção de uma corrente elétrica conhecida (WU et al., 2021). Desse bloco derivam dois subsistemas. Um deles é o analisador de ganho/fase, que é responsável por gerar o sinal senoidal de referência, obter as partes reais e imaginárias da resposta, processar os valores resultantes e fornecê-los ao usuário. O outro subsistema é o condicionador de sinal, responsável por ajustar as entradas e saídas do analisador de ganho/fase para realizar a medição da bioimpedância. É composto por um conversor corrente-tensão, ou tensão-corrente, e um amplificador diferencial (IVORRA CANO, 2005). O bloco conceitual de medição da bioimpedância pode ser visto na Figura 13.

A escolha por se utilizar uma única frequência ou múltiplas frequências num sistema de TIE é dependente da aplicação e do seu contexto. De acordo com HOLDER (2005a), a maioria dos sistemas de TIE, por utilizarem o método de reconstrução dinâmica de imagem, geralmente usam uma única frequência - entre 10 e 50 kHz - para realizar as medidas de impedância. Por outro lado, sistemas de Espectroscopia de TIE (em inglês, EIT *Spectroscopy* - EITS), por exemplo, fazem uso de múltiplas frequências para explorar as diferentes características de impedância dos tecidos, podendo, assim, classificá-los e separá-los em diferentes tipos. Tal método é utilizado em monitores de composição corporal (TESCHNER; IMHOFF; LEONHARDT, 2015).

A maioria dos sistemas de TIE que trabalham com frequência única utilizam correntes senoidais de aproximadamente 50kHz. Nesse valor, além de as propriedades elétricas dos tecidos se comportarem de forma similar como se um sinal CC fosse a eles aplicados, a

Figura 13 – Bloco de medição de bioimpedância.



Fonte: Adaptado de IVORRA CANO (2005).

impedância dos eletrodos é menor, diminuindo, conseqüentemente, os erros de instrumentação (HOLDER, 2005a).

Antes de aprofundar os tópicos relacionados ao *front-end* analógico de TIE, é de suma importância tratar sobre as questões de segurança elétrica referente a tecidos biológicos. Isso, porque, de acordo com OLSON (1998), nos EUA, cerca de 10 mil pacientes são prejudicados por conta de problemas relacionados a dispositivos médicos. Grande parte disso se dá pelo uso impróprio dos equipamentos por parte da equipe médica. Cabe, então, aos engenheiros, desenvolver sistemas que sejam à prova de falhas.

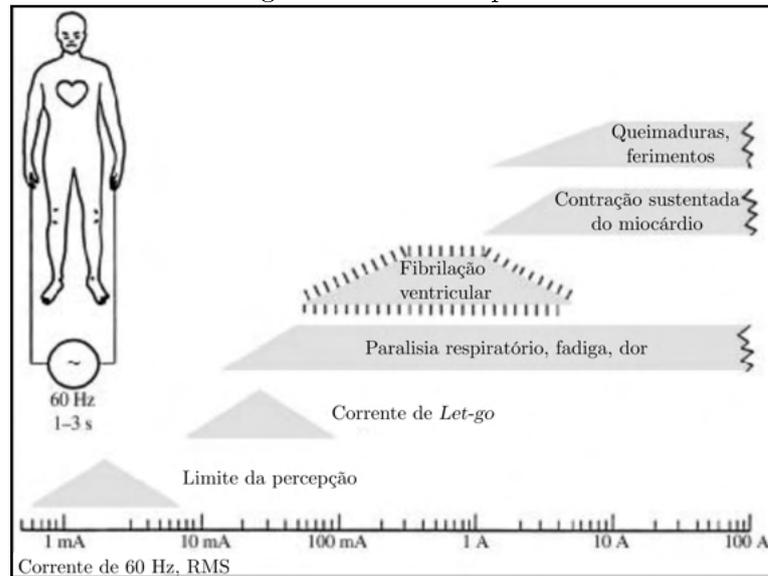
2.3.1 Corrente, tecidos biológicos e segurança elétrica

A técnica de TIE demanda o uso de correntes elétricas *in vivo*, em aplicações como, por exemplo, monitoramento da função pulmonar. OLSON (1998) relata os efeitos fisiológicos acarretados pela injeção dessa corrente, cuja magnitude é o resultado da tensão aplicada dividida pelas impedâncias sérias dos tecidos e das interfaces de injeção do sinal (eletrodos, por exemplo). Vale ressaltar que a utilização de fontes de corrente no lugar de fontes de tensão se dá porque a segurança de aplicar corrente elétrica *in vivo* é limitada pela sua magnitude, e não pela amplitude da tensão (TUCKER; FOX; SADLEIR, 2013).

Alguns efeitos fisiológicos e psicofísicos ocorrem à medida que a corrente aumenta gradativamente. A Figura 14 mostra os efeitos provocados por uma corrente elétrica de 60 Hz, aplicada de 1 a 3 segundos em um ser-humano de 70 kg, que segura condutores AWG número 8 (OLSON, 1998).

Duas condições são importantes para a TIE e referem-se tanto à magnitude, quanto à frequência. Uma delas é o *threshold of perception* (limiar da percepção, em tradução livre) que é definido como a corrente mínima que um indivíduo consegue detectar. Embora o seu valor possa variar entre diferentes pessoas, é considerado 0,5 mA em 60 Hz, e, para

Figura 14 – Efeitos fisiológicos ocasionados por corrente elétrica *in vivo*.



Fonte: Adaptado de OLSON (1998).

níveis CC, 2 mA a 10 mA (OLSON, 1998). De acordo com HOLDER (2005a), o valor da corrente utilizada na injeção do sinal de TIE é de 10% do valor limite de corrente que causa sensações na pele.

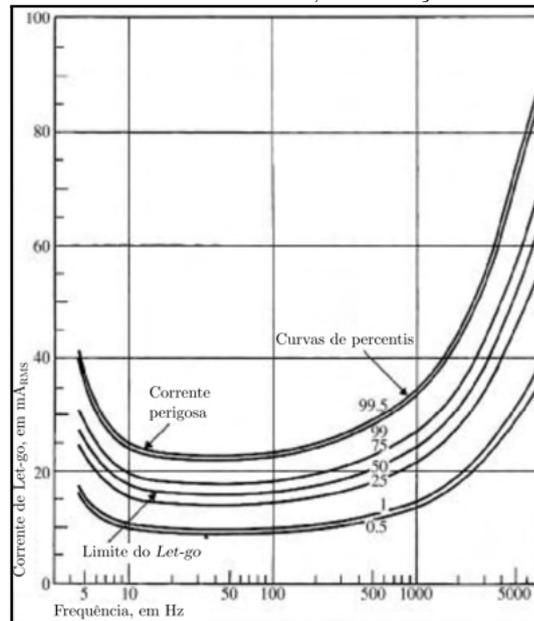
A outra condição importante é a chamada corrente de *Let-Go*, que é definida como a corrente máxima na qual um sujeito consegue largar do condutor voluntariamente. Embora o seu valor mínimo seja de 6 mA, essa corrente é dependente da frequência e aumenta para valores abaixo de 10 Hz e acima de algumas centenas de hertz, como mostra a Figura 15 (OLSON, 1998).

2.3.2 Geração do sinal senoidal de referência

Segundo Ivorra Cano (2005), existem diferentes métodos para geração do sinal senoidal de referência, como osciladores senoidais, conversor de seno, senoide a partir de pulsos retangulares filtrados por passa-baixas e *Direct Digital Synthesis* (DDS). Qualquer que seja a técnica escolhida, deve-se ter em mente que o intuito é obter dois sinais: um de referência e outro em quadratura, isto é, defasado em $T/4$ - ou 90° - com relação ao sinal de referência.

Uma das topologias bem conhecidas de geradores senoidais analógicos é o Oscilador Ponte de Wien. Embora esses tipos de geradores estejam obsoletando e sendo substituídos por técnicas digitais de geração de sinal (IVORRA CANO, 2005), alguns autores, como Peres (2020), fazem uso dessa topologia por apresentar estabilidade e baixo ruído.

Uma maneira simples, de baixo custo e efetiva de obter um sinal senoidal é por meio de pulsos retangulares aplicados à entrada de um filtro passa-baixas, cuja ordem depende

Figura 15 – Corrente de *Let-Go*, em função da frequência.

Fonte: Adaptado de OLSON (1998).

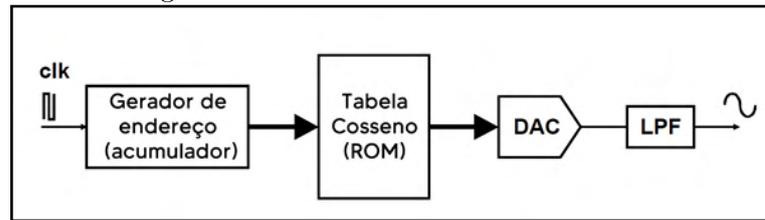
da aplicação. Os pulsos em fase e em quadratura (defasados em $T/4$, ou 90°) podem ser gerados por um circuito digital ou por algoritmo em um microcontrolador. Apesar das vantagens, o ponto negativo é que o filtro precisa ser modificado caso a frequência seja alterada. É possível usar estratégias como filtros programáveis, técnicas de mudanças de capacitor ou potenciômetros digitais. Contudo, dada a complexibilidade de implementação, prefere-se o uso de DDS (IVORRA CANO, 2005).

2.3.2.1 *Direct Digital Synthesis*

O método DDS é uma técnica digital para geração de forma de onda quadrada, triangular ou senoidal. Provavelmente, é a escolha otimizada em termos de espaço, custo e consumo de potência. Como pode ser visto na Figura 16, o sinal é gerado digitalmente, por meio de *hardware* ou *software*, convertido para o seu equivalente analógico através de um conversor digital-analógico (DAC - *Digital-to-Analog Converter*), seguido de um filtro passa-baixas (LPF - *Low-Pass Filter*), que suaviza o sinal de saída e minimiza as harmônicas de alta frequência (IVORRA CANO, 2005).

Segundo Analog Devices (2011), o funcionamento do DDS baseia-se na linearidade da variação angular de uma senoide, cuja função é não-linear, como mostra a Equação 2.9. O ângulo da fase gira um valor $\Delta\theta$ fixo, para cada intervalo de tempo (período do *clock*) Δt , resultando na Equação 2.10. Isolando f e substituindo o período do *clock* pela frequência do *clock* ($1/f_{MCLK} = \Delta t$), tem-se a Equação 2.11. As características de magnitude e fase de uma senoide podem ser vistas nos gráficos da Figura 17.

Figura 16 – Bloco funcional de um DDS.



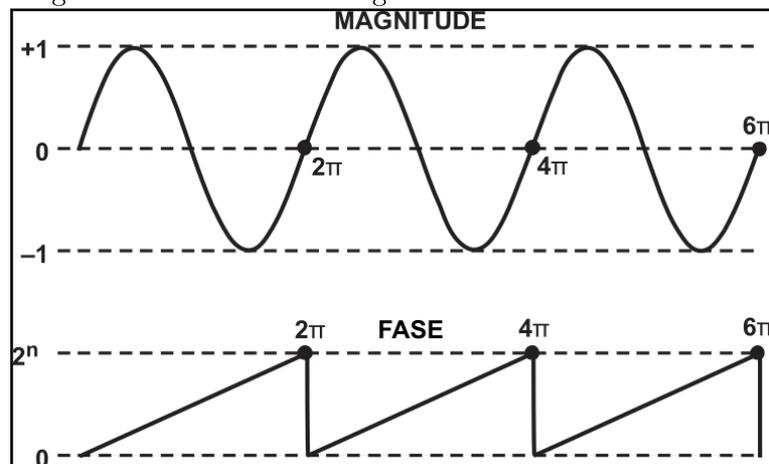
Fonte: Adaptado de IVORRA CANO (2005).

$$V(t) = \sin(\omega t) \quad (2.9)$$

$$\omega = \frac{\Delta\theta}{\Delta t} = 2\pi f \quad (2.10)$$

$$f = \Delta\theta \frac{f_{MCLK}}{2\pi} \quad (2.11)$$

Figura 17 – Gráficos de magnitude e fase de uma senoide.



Fonte: Adaptado de ANALOG DEVICES (2011).

O acumulador de fase do DDS é implementado com n bits, onde $2\pi = 2^n$. Assim, $0 < \Delta\theta < 2^n - 1$. Substituindo essas informações na Equação 2.11, tem-se a Equação 2.12, onde $\Delta\theta$ pode variar de 0 a $2^n - 1$. Assim, a frequência de saída pode ser definida como uma fração da f_{MCLK} (ANALOG DEVICES, 2011).

$$f = \Delta\theta \frac{f_{MCLK}}{2^n} \quad (2.12)$$

2.3.3 Fonte de Corrente Controlada por Tensão

Uma Fonte de Corrente Controlada por Tensão⁵ (FCCT) deriva de um amplificador de transcondutância, que é um conversor tensão-corrente. Diz respeito a um bloco de circuito que, dada uma tensão de entrada V_i , tem-se uma corrente de saída I_o , descrita pela Equação 2.14, onde A_V é o ganho do amplificador, em A/V . Isso para sistemas ideais, quando a resistência de saída R_o tende a infinito (uma característica pertinente desses conversores). Para sistemas reais, o ganho de saída é dado pela Equação 2.13, onde V_l é a tensão na carga (*load*) (FRANCO, 2002).

$$I_o = A_V V_i - \frac{1}{R_o} V_i \quad (2.13)$$

$$I_o = A_V V_i \quad (2.14)$$

Uma fonte de corrente confiável possui características como alta impedância de saída, amplitude constante do sinal da corrente e baixo acoplamento de sinais de modo comum (DALLAMUTA; HOLZMANN; GRANZA, 2020).

De acordo com Franco (2002), uma vez que a saída desse conversor é na forma de corrente elétrica, é necessário que haja uma carga conectada para o seu correto funcionamento. Existem dois tipos de conversores que se relacionam com a forma em que essa carga é disposta no circuito: *Floating-Load Converters* (Conversores de Carga Flutuante, em tradução livre) e *Grounded-Load Converters* (Conversores de Carga Aterrada, em tradução livre). Ambas as topologias podem ser implementadas a partir da conhecida Fonte de Corrente Howland e suas variações.

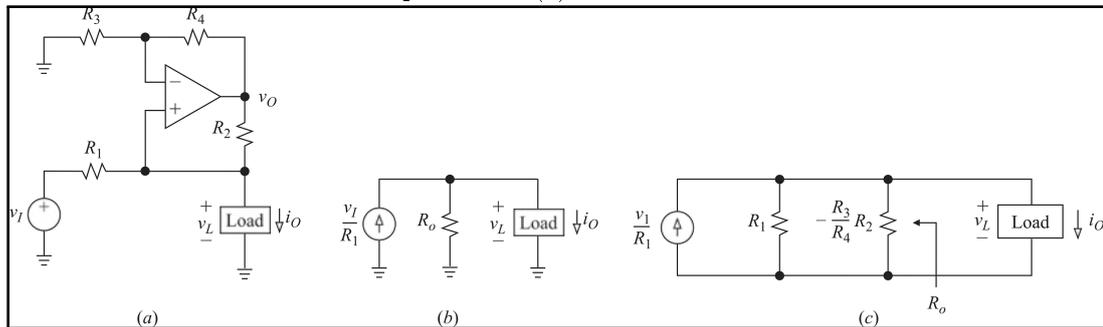
2.3.3.1 Fonte de Corrente Howland

A Fonte de Corrente Howland (HCS - *Howland Current Source*) trata-se de uma FCCT, cujo nome é atribuído em homenagem ao seu inventor, Bradford Howland. Criada por volta de 1962, a HCS (Figura 18a) é constituída por uma fonte de tensão V_1 de entrada, em série com um resistor R_1 , e um conversor de resistência-negativa, cuja resistência $-R_2 R_3 / R_4$ (Figura 18c) aparece conectada ao terra, no circuito equivalente de Norton (Figura 18b), visto pela perspectiva da carga (FRANCO, 2002).

A característica de tensão-corrente dessa fonte é dada pela Equação 2.13 e a sua resistência de saída R_o é definida pela Equação 2.15. Como visto anteriormente, em uma fonte de corrente ideal, $R_o = \infty$. Para alcançar tal condição nesse caso, é necessário que o denominador da Equação 2.15 tenda a zero, ou seja, é preciso que as quatro resistências do circuito formem uma ponte balanceada (Equação 2.16). Assim, tem-se que a função de

⁵Em inglês, *Voltage Controlled Current Source* (VCCS)

Figura 18 – Fonte de Corrente Howland (a), seu modelo equivalente de Norton (b) e definição da resistência de saída do modelo equivalente (c).



Fonte: Adaptado de FRANCO (2002).

transferência do circuito é dada pela Equação 2.17, em que $1/R_1$ é o ganho A_S do sistema (FRANCO, 2002).

$$R_o = \frac{R_2}{R_2/R_1 - R_4/R_3} \quad (2.15)$$

$$\frac{R_4}{R_3} = \frac{R_2}{R_1} \quad (2.16)$$

$$I_o = \frac{1}{R_1} V_i \quad (2.17)$$

Algumas outras FCCTs surgiram a partir de modificações e melhorias da HCS. As seções a seguir tem o intuito de apresentar essas alterações, assim como mostrar os circuitos e suas respectivas equações.

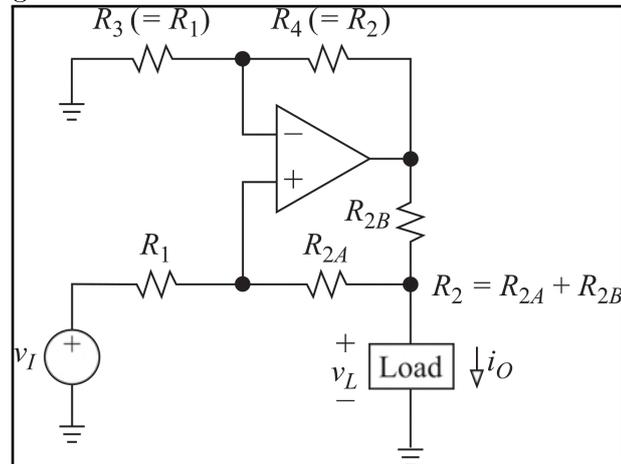
2.3.3.1.1 Fonte de Corrente Howland Modificada

De acordo com Franco (2002), a HCS pode ser implementada de tal forma a desperdiçar energia de maneira desnecessária. Para resolver esse problema, foi implementado o circuito da Figura 19, onde $R_{2A} + R_{2B} = R_2$. Por conta disso, a condição de ponte resistiva balanceada se dá na forma vista na Equação 2.18. Se essa razão for igual a 1, então, a função de transferência fica conforme Equação 2.19. A resistência de saída da Fonte de Corrente Howland Modificada (MHCS - *Modified Howland Current Source*) é dada pela Equação 2.20 (LIU et al., 2014).

$$\frac{R_4}{R_3} = \frac{R_{2A} + R_{2B}}{R_1} \quad (2.18)$$

$$I_o = \frac{1}{R_{2B}} V_i \quad (2.19)$$

Figura 19 – Fonte de Corrente Howland Modificada.



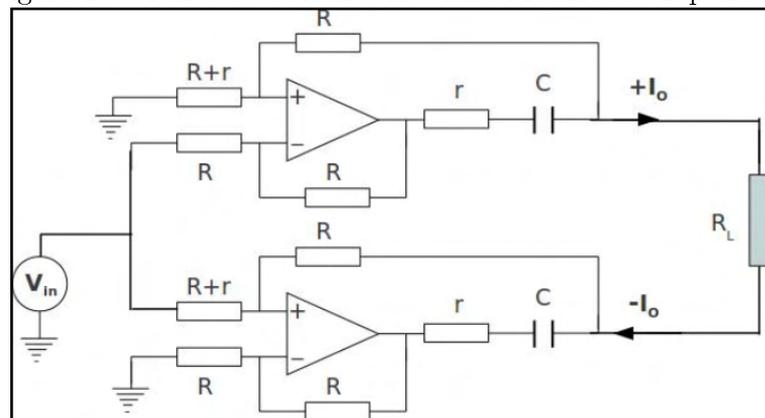
Fonte: Franco (2002).

$$R_o = \frac{R_3 R_{2B} (R_1 + R_{2A})}{R_3 (R_{2A} + R_{2B}) - R_1 R_4} \quad (2.20)$$

2.3.3.1.2 Fonte de Corrente Howland Modificada Espelhada

A Fonte de Corrente Howland Modificada Espelhada (MMHCS - *Mirrored Modified Howland Current Source*) é uma FCCT com a carga R_L flutuante e duas estruturas de MHCS dispostas de forma simétrica, o que pode ser visto na Figura 20. A sua impedância de saída Z_o é dada pela Equação 2.21, onde z é a impedância resultante da relação série entre a resistência r e a capacitância C , Z_{out} é a impedância de saída do amplificador operacional, e R é a resistência da fonte de corrente (BERTEMES-FILHO et al., 2012).

Figura 20 – Fonte de Corrente Howland Modificada Espelhada.



Fonte: BERTEMES-FILHO et al. (2012).

$$Z_o = \frac{(2R + z)[(2R + z)Z_{out} + zR(A + 2)]}{Z_{out}(2R + z) + 2R(R + z)} \quad (2.21)$$

De acordo com Bertemes-Filho et al. (2012), a impedância de saída é altamente dependente do ganho CC em malha aberta, do amplificador operacional. Portanto, é um critério importante no momento da escolha desse componente eletrônico.

2.3.4 Medição de tensão

De acordo com Ivorra Cano (2005), Brown e Seagar (1987) e Wu et al. (2021), algumas características importantes do amplificador devem ser consideradas na etapa de medição da tensão, uma vez que TIE faz uso de medidas de tensões diferenciais. As características são:

- Elevado produto ganho-banda (GBP - *Gain Bandwidth Product*);
- Linearidade na faixa de operação da entrada e saída;
- Impedância de entrada alta, o suficiente para tornar desprezível a impedância do eletrodo.
- Alto *Common-Mode Rejection Ratio* (CMRR) intrínseco sobre a faixa de frequência da aplicação;

Segundo Franco (2002), a definição do CMRR é dada pela Equação 2.22, onde A_{dm} e A_{cm} são chamados de ganho de modo diferencial e ganho de modo comum, respectivamente.

$$CMRR_{db} = 20 \log_{10} \left| \frac{A_{dm}}{A_{cm}} \right| \quad (2.22)$$

Essas grandezas estão associadas às tensões que carregam nomenclatura similar, isto é, tensão de modo diferencial (Equação 2.23) e tensão de modo comum (Equação 2.24). Conforme a Figura 21, surgem em amplificadores diferenciais, cujas tensões de entradas V_1 e V_2 podem ser expressas pelas Equações 2.25 e 2.26.

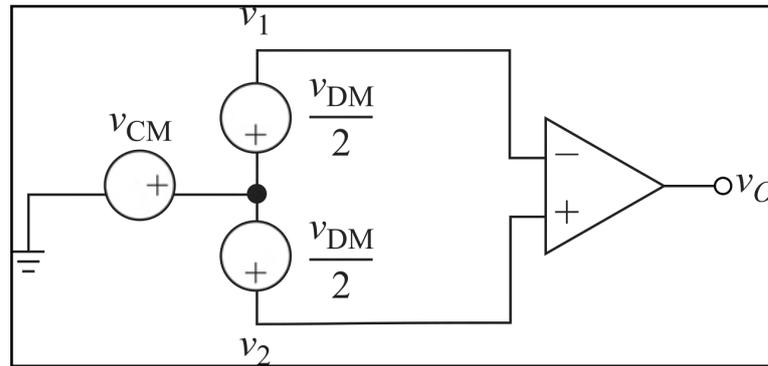
$$V_{dm} = V_2 - V_1 \quad (2.23)$$

$$V_{cm} = \frac{V_2 + V_1}{2} \quad (2.24)$$

$$V_1 = V_{cm} - \frac{V_{dm}}{2} \quad (2.25)$$

$$V_2 = V_{cm} + \frac{V_{dm}}{2} \quad (2.26)$$

Figura 21 – Tensões de modo comum e modo diferencial nas entradas de um amplificador.



Fonte: Adaptado de FRANCO (2002).

Idealmente, um amplificador diferencial responde apenas às tensões diferenciais, ignorando os sinais de modo comum. No entanto, um desbalanço nas resistências do circuito pode acarretar em um sinal de modo comum amplificado na saída.

Segundo Ivorra Cano (2005), é preferível o uso de amplificadores diferenciais sobre amplificadores de instrumentação (IA - *Instrumentation Amplifier*), uma vez que esses não possuem um comportamento adequado em altas frequências (> 10 kHz). Aqueles, por sua vez, respondem de maneira satisfatória. Contudo, possuem uma impedância de entrada não condizente para medições de bioimpedância e, portanto, necessitam de *buffers* interfaceando com os eletrodos para alcançar altos valores de CMRR.

Apesar disso, alguns autores utilizaram IA's nessa etapa do sistema, como Moro (2014), Peres (2020) e Wu et al. (2021). Portanto, com o fim de escolher a melhor opção para a metodologia desse trabalho, ambas as topologias serão abordadas nas seções a seguir.

2.3.4.1 Amplificador diferencial

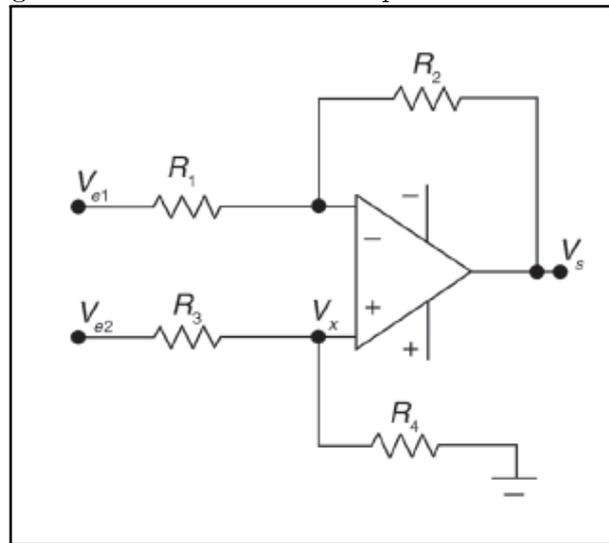
De acordo com Balbinot e Brusamarello (2019), um amplificador diferencial (DA), também conhecido como amplificador subtrator ou de diferenças, leva esse nome pois a tensão de saída é a diferença entre as tensões de entrada, multiplicada por uma relação de ganho. Essa relação é dada pelas resistências do circuito, cuja implementação pode ser vista na Figura 22.

Se $I_{R_1} = I_{R_2}$, e resolvendo as equações das tensões nodais do circuito, tem-se que a função geral da saída é dada pela Equação 2.27. Fazendo $R_1 = R_2$ e $R_3 = R_4$, a função é reduzida para a Equação 2.28.

$$V_s = V_{e2} \frac{R_4}{R_1} \left(\frac{R_1 + R_2}{R_3 + R_4} \right) - V_{e1} \frac{R_2}{R_1} \quad (2.27)$$

$$V_s = \frac{R_2}{R_1} (V_{e2} - V_{e1}) \quad (2.28)$$

Figura 22 – Circuito de um amplificador diferencial.



Fonte: Adaptado de BALBINOT; BRUSAMARELLO (2019).

Embora esse circuito possa ser aplicado em medições de pequenos sinais (de magnitudes menores que o próprio ruído) e possua a vantagem de multiplicar apenas a diferença das entradas - ou seja, elimina-se qualquer sinal de modo comum a elas -, o amplificador diferencial possui algumas desvantagens, como ganho limitado (dado pelas resistências), impedância de entrada relativamente baixa e impedâncias distintas para cada uma das entradas (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2019).

2.3.4.2 Amplificador de instrumentação

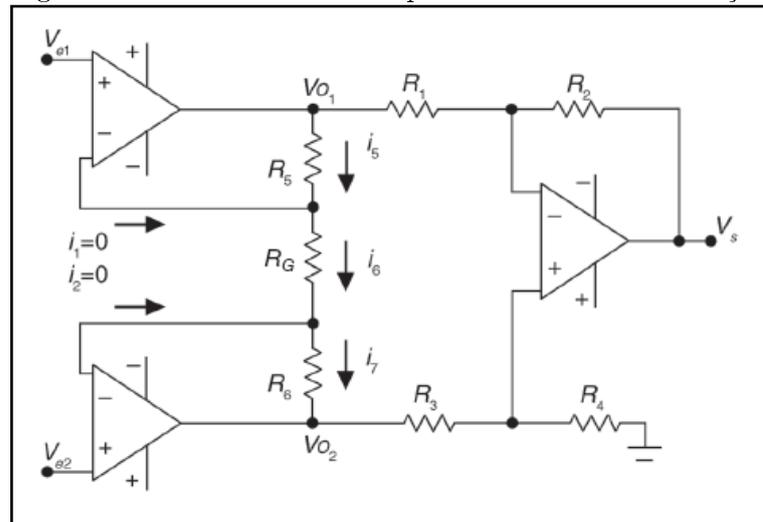
O amplificador de instrumentação (IA) é composto por dois amplificadores não-inversores simetricamente conectados às entradas de um amplificador diferencial, como pode ser visto na Figura 23 (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2019).

O ganho dessa topologia é calculado considerando $i_1 = i_2 = 0$, o que, consequentemente, implica em $I_5 = I_6 = I_7$. Assim, V_{o1} e V_{o2} constituem as Equações 2.29 e 2.30, respectivamente. Uma vez que o estágio final do circuito está configurado para um amplificador de diferenças, substituindo as Equações 2.29 e 2.30 em 2.28, e considerando $R_5 = R_6 = R$, assim como $R_1 = R_3$ e $R_2 = R_4$, tem-se a Equação 2.31, que é a função de ganho do amplificador de instrumentação (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2019).

$$V_{o1} = \frac{R_5}{R_G}(V_{e1} - V_{e2}) + V_{e1} \quad (2.29)$$

$$V_{o2} = V_{e2} - \frac{R_6}{R_G}(V_{e1} - V_{e2}) \quad (2.30)$$

Figura 23 – Circuito de um amplificador de instrumentação.



Fonte: Adaptado de BALBINOT; BRUSAMARELLO (2019).

$$V_s = \left(1 + \frac{2R}{R_G}\right) \left(\frac{R_2}{R_1}\right) (V_{e1} - V_{e2}) \quad (2.31)$$

Vale ressaltar que o ganho total do circuito é o produto dos ganhos do primeiro (A_I) e segundo (A_{II}) estágios da topologia (FRANCO, 2002), isto é,

$$V_s = A(V_{e1} - V_{e2}) \quad (2.32)$$

$$A = A_I \times A_{II} = \left(1 + \frac{2R}{R_G}\right) \times \left(\frac{R_2}{R_1}\right) \quad (2.33)$$

Essa configuração é uma das topologias de amplificação de pequenos sinais. Algumas de suas características são (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2019), (FRANCO, 2002):

- Altas impedâncias (idealmente infinitas) de modo comum e de modo diferencial;
- Baixa impedância (idealmente zero) de saída;
- Ganho estável e preciso, geralmente na faixa de 1 V/V a 1000 V/V;
- O resistor R_G é usado como resistor de ganho da configuração;
- CMRR extremamente alto, pois sinais de modo comum implicam em uma corrente nula no resistor R_G .

2.3.5 Métodos de injeção de corrente elétrica e medição de tensão resultante

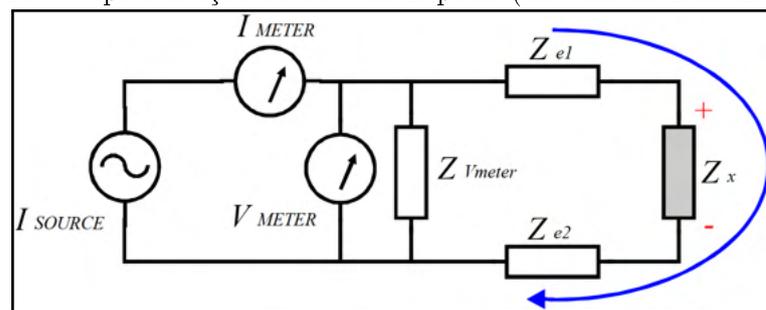
Existem algumas formas de fazer a injeção da corrente elétrica e medir a tensão resultante que surge na superfície de um objeto, a partir de eletrodos, fonte de corrente

e voltímetro. Essa seção tem como objetivo apresentar alguns métodos e descrever as metodologias de implementação. O resultado obtido a partir de qualquer um dos métodos descritos a seguir é conhecido como *frame*, o qual, posteriormente, é utilizado na reconstrução da imagem de TIE (TESCHNER; IMHOFF; LEONHARDT, 2015).

2.3.5.1 Método Bipolar (ou Sistema de Dois Eletrodos)

O método bipolar consiste na utilização de um único par de eletrodos, tanto para injeção da corrente quanto para medição da tensão elétrica resultante. Embora confiável, esse método necessita de um procedimento de calibração para encontrar o valor da impedância dos eletrodos, uma vez que a impedância total é a somatória das impedâncias do tecido biológico e dos eletrodos (HOLDER, 2005b). A Figura 24 mostra a aplicação do método.

Figura 24 – Representação do Método Bipolar (Sistema de Dois Eletrodos).



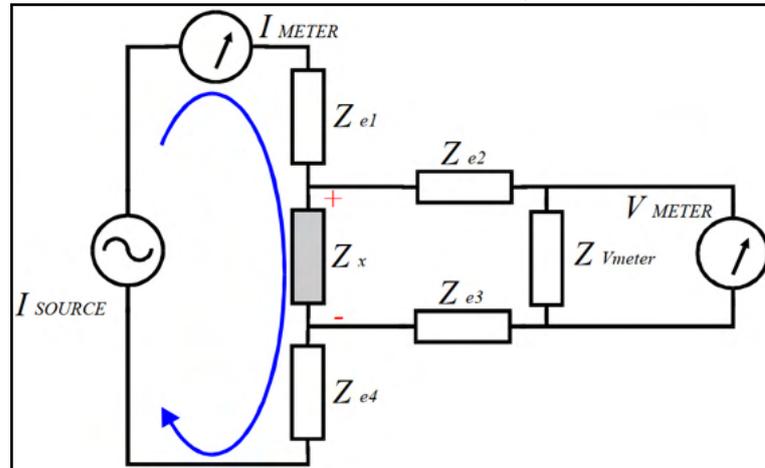
Fonte: Adaptado de IVORRA CANO (2005).

2.3.5.2 Método Tetrapolar (ou Sistema de Quatro Eletrodos)

Segundo Barber e Brown (1984), quando comparado ao método bipolar, o tetrapolar é mais satisfatório, já que uma corrente constante é injetada no par de eletrodos mais externos, enquanto a medição de tensão elétrica é feita no par de eletrodos mais internos. Dessa forma, é contornado o problema do método anterior, isto é, a impedância dos eletrodos não é somada ao resultado final (HOLDER, 2005a), (HOLDER, 2005b). A Figura 25 mostra a forma de aplicação do método.

Embora mais satisfatório que o anterior, esse método ainda conta com a alta impedância existente no conjunto pele-eletrodo. Devido à alta frequência utilizada no sinal, surgem variações tanto na impedância da pele quanto nas capacitâncias parasitas do sistema que, quando combinadas, ocasionam erros nos valores medidos (HOLDER, 2005a).

Figura 25 – Representação do Método Tetrapolar (Sistema de Quatro Eletrodos)



Fonte: Adaptado de IVORRA CANO (2005).

2.3.5.3 Método Adjacente (ou Vizinho)

De acordo com Rajaguru, Rathinam e Singaravelu (2013), esse é o método mais comum de todos. O sinal da corrente elétrica é injetado em um par de eletrodos vizinhos, enquanto a diferença de potencial elétrico é medida nos pares adjacentes restantes. Tomando como exemplo um sistema de 16 eletrodos (Figura 26), a aplicação da corrente pode ser feita em um total de 16 diferentes pares, com 13 medidas de tensão elétrica por ciclo, resultando em $16 \times 13 = 208$ medições no total (TESCHNER; IMHOFF; LEONHARDT, 2015).

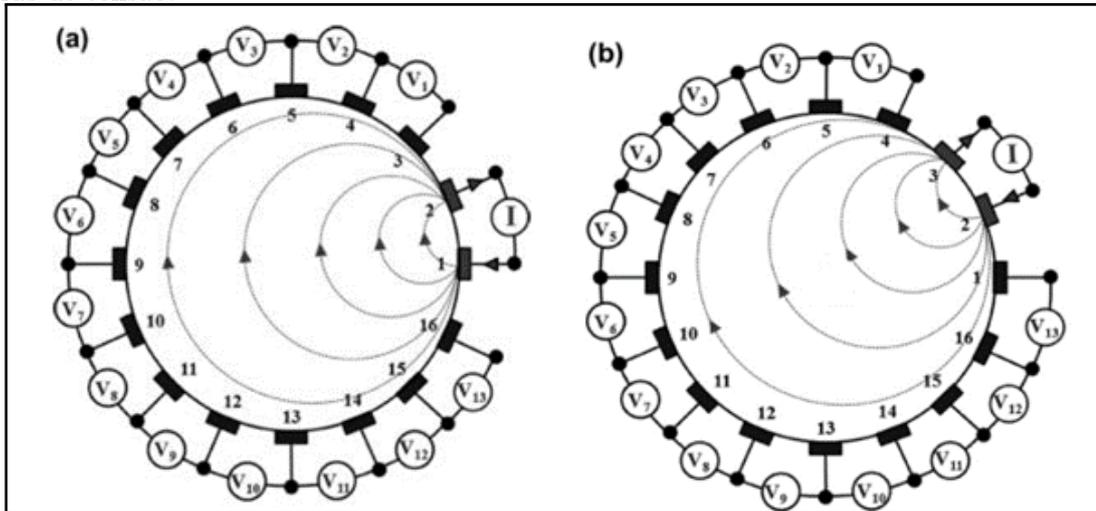
Para uma quantidade N de eletrodos presentes no sistema de TIE, esse método fornece um total de $N(N - 3)$ leituras de tensão. Isso, porque a cada ciclo de injeção da corrente no objeto, três medidas de tensão não são efetuadas. Para os casos da Figura 26, no primeiro ciclo, são deixadas de fora as medidas V_{16-1} , V_{1-2} e V_{2-3} , e, no segundo ciclo, V_{1-2} , V_{2-3} e V_{3-4} . Assim, sucessivamente, para os demais ciclos e leituras (RAJAGURU; RATHINAM; SINGARAVELU, 2013).

Por consequência do método, a densidade de corrente elétrica é maior nos eletrodos de injeção, e diminui com o aumento da distância. Isso implica no fato de que a sensibilidade do sistema é maior nas proximidades do contorno do que nas regiões centrais do meio analisado. Ainda, perturbações que ocorrem no formato do contorno, posicionamento dos eletrodos e erros de medição também são características sensíveis do sistema (RAJAGURU; RATHINAM; SINGARAVELU, 2013).

2.3.5.4 Método Cruzado (ou Diagonal)

Segundo Rajaguru, Rathinam e Singaravelu (2013), o método cruzado consiste no uso de eletrodos adjacentes como referências de corrente e tensão. Conforme a Figura 27, o eletrodo 1 é escolhido como referência da tensão e o 16, da corrente. No eletrodo 2,

Figura 26 – Representação do método adjacente de medição, na primeira (a) e segunda (b) leituras de tensão.



Fonte: RAJAGURU; RATHINAM; SINGARAVELU (2013).

ocorre a injeção da corrente (I_{2-1}) e, nos 13 restantes, as tensões são lidas (V_{3-1} , V_{4-1} , ..., V_{15-1}). No ciclo seguinte, as referências de tensão e corrente são mantidas (1 e 16, respectivamente), mas a corrente passa a ser aplicada no eletrodo 4 (I_{4-1}). Novamente, nos demais, é realizada a leitura das tensões (V_{2-1} , V_{3-1} , V_{5-1} , ..., V_{15-1}). O ciclo se repete com a corrente sendo injetada nos eletrodos pares restantes (I_{6-1} , I_{8-1} , I_{10-1} , I_{12-1} e I_{14-1}).

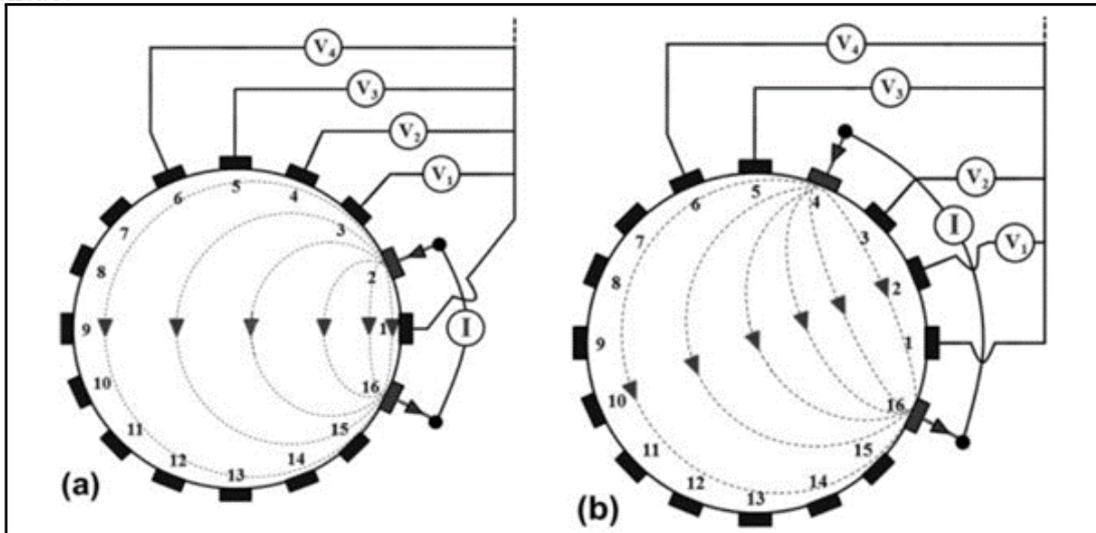
Em um segundo momento, todo o processo é repetido, mas com as referências alteradas. Agora, os eletrodos 2 e 3 são o referencial de tensão e corrente, respectivamente. A corrente é injetada nos eletrodos ímpares (I_{5-3} , I_{7-3} , ..., I_{15-3} , I_{1-3}) e as tensões são coletadas nos eletrodos restantes. Cada conjunto de medição conta com 91 leituras de tensão, totalizando 182 medidas ao final do processo. Diferentemente do método adjacente, o cruzado possui melhor sensibilidade na região inteira, do que nas proximidades do contorno do meio (RAJAGURU; RATHINAM; SINGARAVELU, 2013).

2.3.5.5 Método Oposto (ou Polar)

O método consiste em realizar a injeção da corrente elétrica através de pares de eletrodos que estão diametralmente opostos, isto é, distantes entre si num ângulo de 180° . As leituras da diferença de potencial são, então, efetuadas nos demais pares, usando como referência o eletrodo adjacente àquele no qual está sendo injetada a corrente elétrica (RAJAGURU; RATHINAM; SINGARAVELU, 2013). A Figura 28 apresenta o método descrito.

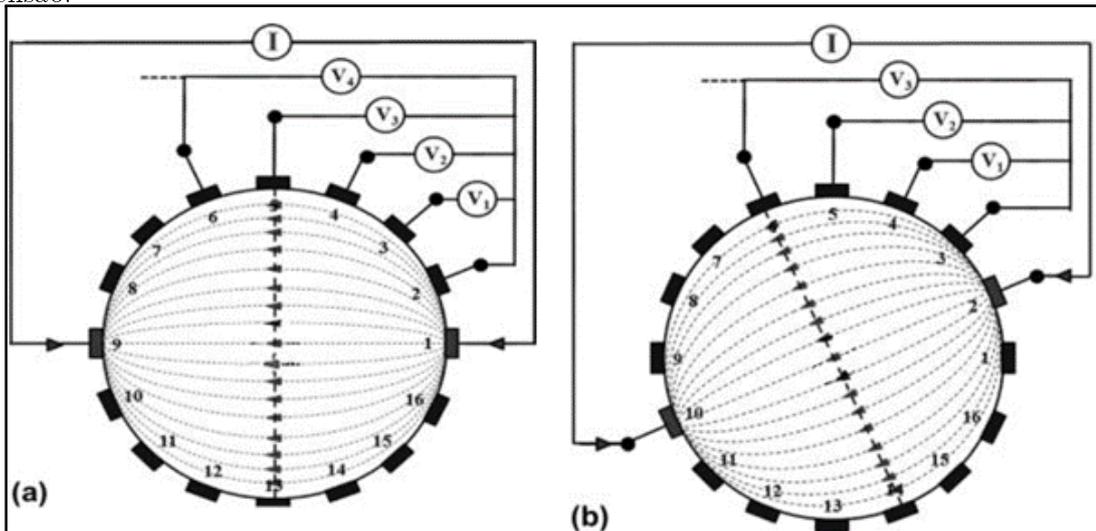
Quando comparado ao método adjacente, o método oposto possui a desvantagem de realizar menos leituras de tensão, para o mesmo número de eletrodos. Considerando um

Figura 27 – Representação do método cruzado de medição, na primeira (a) e segunda (b) leituras de tensão.



Fonte: Adaptado de RAJAGURU; RATHINAM; SINGARAVELU (2013).

Figura 28 – Representação do método oposto de medição, na primeira (a) e segunda (b) leituras de tensão.



Fonte: Adaptado de RAJAGURU; RATHINAM; SINGARAVELU (2013).

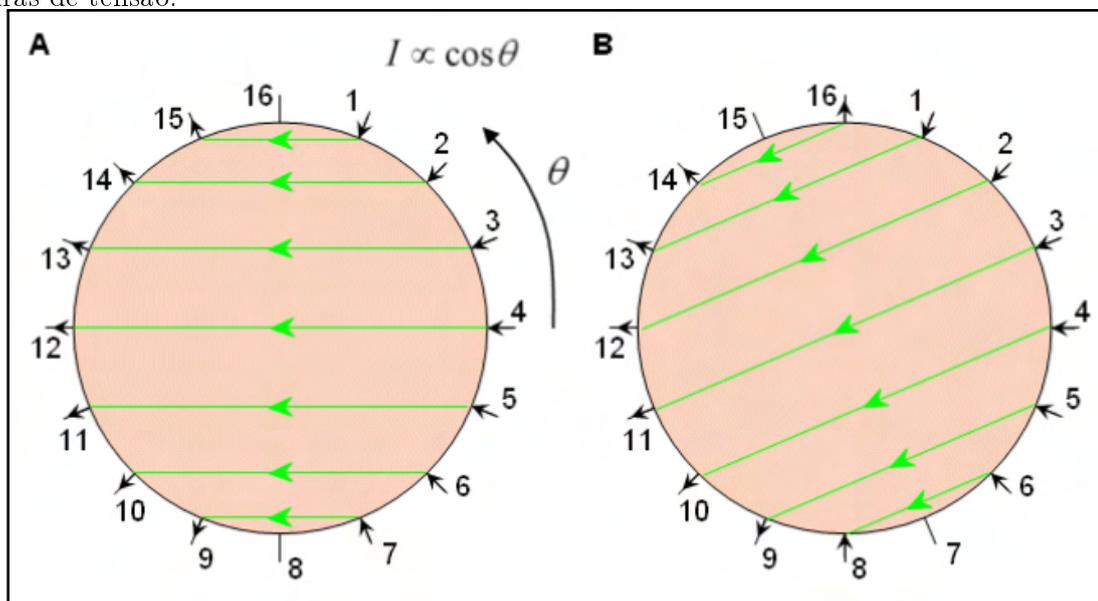
sistema de 16 eletrodos, são realizadas $8 \times 13 = 104$ medidas. Por outro lado, a vantagem é o fato de que o fluxo de corrente é mais uniforme, oferecendo uma melhor distribuição da sensibilidade, o que torna esse método menos sensível a mudanças de condutividade na contorno do objeto (RAJAGURU; RATHINAM; SINGARAVELU, 2013).

2.3.5.6 Método Adaptativo (ou Trigonométrico)

Diferentemente dos outros métodos, nesse, a corrente elétrica é injetada em todos os eletrodos ao mesmo tempo. Dessa forma, para uma quantidade N de eletrodos no

sistema, é preciso de N fontes de corrente. Assim, é possível produzir diferentes formas de distribuição da corrente elétrica. No que diz respeito à tensão, as medidas também ocorrem em todos os eletrodos, com um deles referenciado ao terra do circuito. Por consequência, o total é de 15 leituras de tensão por ciclo. Uma nova etapa inicia-se após rotacionar a injeção da corrente nos eletrodos, conforme mostra a Figura 29. É possível obter $8 \times 15 = 120$ leituras de tensão. As desvantagens repousam na quantidade de fontes de corrente necessárias e no efeito da impedância do eletrodo na reconstrução da imagem (RAJAGURU; RATHINAM; SINGARAVELU, 2013).

Figura 29 – Representação do método adaptativo de medição, na primeira (a) e segunda (b) leituras de tensão.



Fonte: Adaptado de MALMIVUO; PLONSEY (1995).

2.3.6 Multiplexação do canal de medição

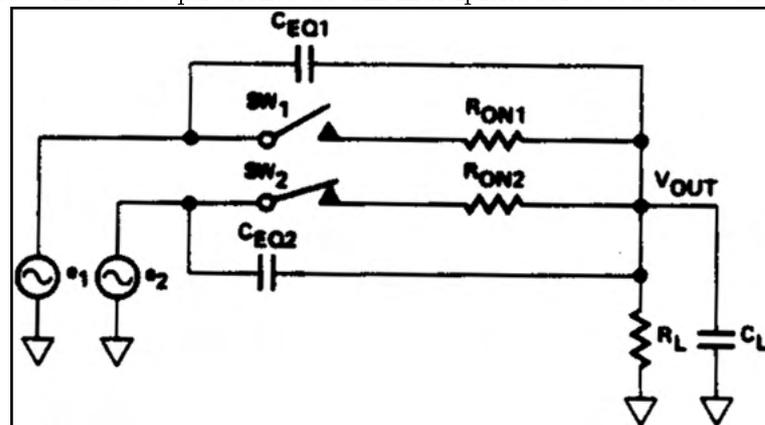
Multiplexação é o método de combinação de diferentes canais de informação em um único sinal (NEUMAN, 1998). Para um sistema de TIE que conta apenas com uma fonte de corrente para a excitação do tecido biológico e um voltímetro para medidas de tensão, é necessário que haja uma etapa de multiplexação dos sinais, tanto para a injeção do sinal, quanto para a sua leitura.

Idealmente, um multiplexador possui algumas características como impedância nula no barramento que está acionado, impedância infinita no barramento que está desligado e atraso de tempo (*delay*) nulo (DALLAMUTA; HOLZMANN; GRANZA, 2020). Em contrapartida, de acordo com Ivorra Cano (2005), o uso de multiplexadores reduz a taxa de amostragem por canal, além do fato de que componentes reais não se comportam da forma descrita anteriormente. Pelo contrário, possuem características que podem influenciar

negativamente nas medidas, como correntes de fuga, capacitâncias parasitas, resistências das chaves e atraso de tempo (*delay*) não-nulo, devido a elementos parasitas e cabos longos ligados aos eletrodos (DALLAMUTA; HOLZMANN; GRANZA, 2020), (IVORRA CANO, 2005).

Além disso, existe mais um ponto a considerar na utilização de multiplexadores: o efeito de *cross-talk*. De acordo com Renesas (2016), *cross-talk* é o "acoplamento indesejado de um sinal no barramento de um segundo sinal". Tal acoplamento pode ser tanto de natureza elétrica quanto ótica. A Figura 30 mostra a resistência série finita dos barramentos de um multiplexador, além de como o sinal de um dos seus canais pode ser acoplado a outro, através de C_{EQ1} e C_{EQ2} . Ambas as capacitâncias influenciam, inclusive, na impedância de saída mesmo quando as chaves SW_1 e SW_2 estão abertas (ANALOG DEVICES, 19-?).

Figura 30 – Circuito equivalente de um multiplexador e seu efeito de *cross-talk*.



Fonte: Adaptado de ANALOG DEVICES (19-?).

2.3.7 Reconstrução da imagem de TIE

De acordo com Santosa e Vogelius (1990), no que diz respeito à imagem de impedância elétrica, o intuito é reconstruir o perfil da condutividade (ou impedância) interna de um dado objeto, a partir da medição das tensões e dos respectivos fluxos de corrente existentes nas regiões de contorno desse corpo. No caso da TIE, o objetivo é produzir imagens que sejam fisiologicamente úteis, como, por exemplo, imagens tomográficas de mamas com o intuito de detectar a presença de tumores malignos (BAYFORD, 2006). Para melhor compreensão desse assunto, é necessário trazer à tona a matemática do problema.

2.3.7.1 Modelo matemático do sistema

Segundo Rajaguru, Rathinam e Singaravelu (2013), a Equação de Laplace (Equação 2.34) é o modelo matemático que descreve as propriedades elétricas de um meio, onde ρ é

a distribuição da resistividade, ϕ é a tensão e D é a região de interesse. Tal equação indica a inexistência de fontes de corrente no corpo. As Equação 2.35 e 2.36 são as condições de contorno de Neumann, para a equação de Laplace, onde V_0 é a tensão medida no contorno, J_0 é a densidade de corrente no contorno, ∂D é o contorno de D e \hat{n} é o vetor normal à superfície desse contorno.

$$\nabla \cdot \rho^{-1}(\nabla \phi) = 0, (x, y) \in D \quad (2.34)$$

$$\phi|_{\partial D} = V_0(x, y) \quad (2.35)$$

$$\rho^{-1} \frac{\partial y}{\partial x} \hat{n}|_{\partial D} = J_0 \quad (2.36)$$

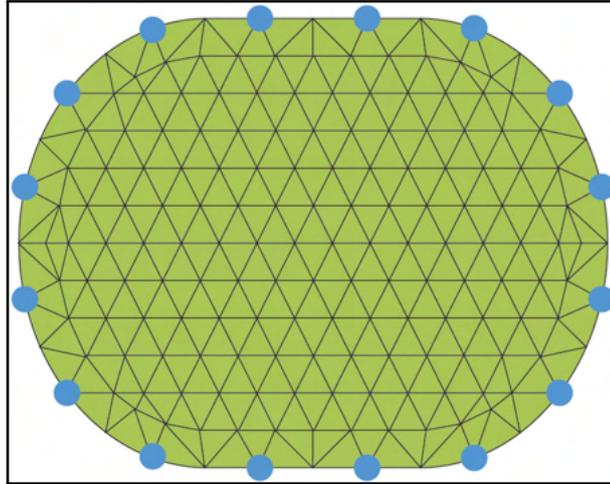
Nesse contexto, surgem dois métodos na resolução matemática da reconstrução da imagem de TIE: os problemas direto e inverso. Em geral, o problema direto está relacionado a determinar as soluções da equação de Laplace, utilizada para calcular a distribuição de potencial elétrico em um meio condutor volumoso, quando é injetada uma corrente elétrica entre eletrodos - isto é, sabe-se a distribuição da resistividade do meio, injeta-se uma corrente elétrica de valor conhecido e calcula-se, então, a distribuição do potencial elétrico. Por outro lado, no problema inverso, a partir de medições do potencial elétrico no contorno do corpo, determina-se a distribuição espacial interna da resistividade (BARBER; BROWN, 1984).

Para a reconstrução da imagem, é necessário a utilização de um modelo matemático da região de interesse. No caso de formas simples, como círculos e esferas, utilizam-se as chamadas soluções analíticas, que é a resolução da fórmula matemática sozinha. Por outro lado, em formas geométricas mais realísticas, como a do tórax e da cabeça, por exemplo, tais soluções são substituídas pelos chamados métodos numéricos, que fazem uso de malhas imaginárias no modelo. As equações para fluxo de corrente são resolvidas para cada célula dessa malha, de tal forma que o resultado final é a somatória da contribuição de todas as células. Alguns exemplos desses métodos numéricos são o *Finite Element Method* (FEM) e o *Boundary Element Method* (BEM) (HOLDER, 2005a).

2.3.7.2 Algoritmos de reconstrução de imagem

Existem duas formas de reconstruir imagens de TIE. A primeira trata-se de obter a imagem através de dois conjuntos de dados distintos, adquiridos por meio de medidas no contorno do mesmo objeto, mas em frequências ou tempos diferentes. Essa é a chamada *difference imaging*, que é reconstruída a partir da comparação entre uma condição inicial (referência) e uma posterior mudança de impedância do meio, de tal forma que o resultado final é uma imagem da diferença entre o valor atual lido e o valor de referência

Figura 31 – Exemplo de malha 2D, com 340 células e 16 eletrodos no entorno, no método FEM.



Fonte: TESCHNER; IMHOFF; LEONHARDT (2015).

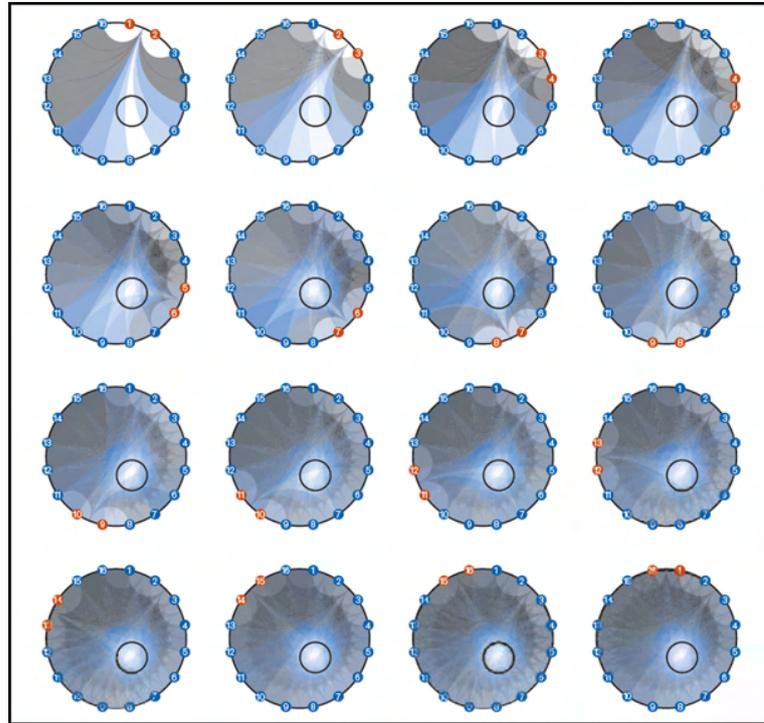
obtido no início das medições. Consequentemente, essa técnica reduz erros referentes a instrumentação e minimiza erros na reconstrução. Por outro lado, não é possível obter imagens de objetos presentes na condição inicial, de tal forma que cistos e tumores não são vistos nas imagens de TIE que utilizam essa técnica. A segunda forma de reconstrução da imagem é conhecida como *absolute imaging*, a qual produz uma imagem absoluta da condutividade ou impedância do meio. Nessa última abordagem, a geração da imagem é sensível a erros de instrumentação e erros entre o modelo simulado e o objeto utilizado (HOLDER, 2005a), (BAYFORD, 2006).

2.3.7.2.1 *Back-projection*

Segundo Bayford (2006), um dos algoritmos mais comuns utilizados para solucionar o problema de reconstrução da imagem de TIE é o chamado *back-projection*, o qual foi empregado no Sheffield Mark I (BROWN; SEAGAR, 1987) e trata-se de uma adaptação do método utilizado em TC.

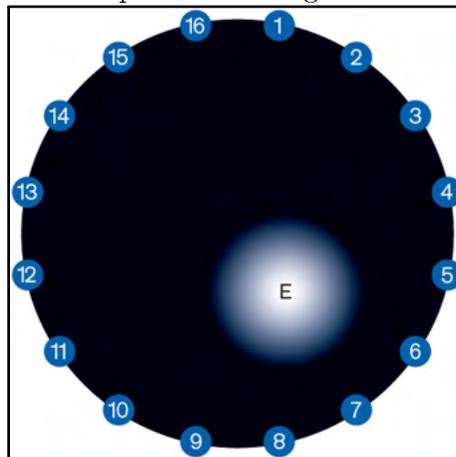
Para cada combinação de eletrodos, ocorre uma mudança na impedância do meio, que é, então, projetada reversamente, na simulação computacional do objeto. Cada projeção sobrepõe-se uma a outra, reconstruindo uma imagem borrada, que pode ser, posteriormente, ajustada com utilização de filtros (HOLDER, 2005a). A Figura 32 mostra o processo de sobreposição das imagens e, a Figura 33, o resultado da sobreposição seguida da filtragem. Para o correto funcionamento do algoritmo, é necessário duas condições para o sistema: (1) que o problema seja bidimensional e (2) que a resistividade inicial seja uniforme (HOLDER, 2005a).

Figura 32 – Sobreposição de 16 conjuntos de dados reversamente projetados, utilizando *back-projection*.



Fonte: TESCHNER; IMHOFF; LEONHARDT (2015).

Figura 33 – Imagem reconstruída por meio do algoritmo *back-projection*, pós-filtragem.



Fonte: Adaptado de TESCHNER; IMHOFF; LEONHARDT (2015).

2.3.7.2.2 Matriz de sensibilidade

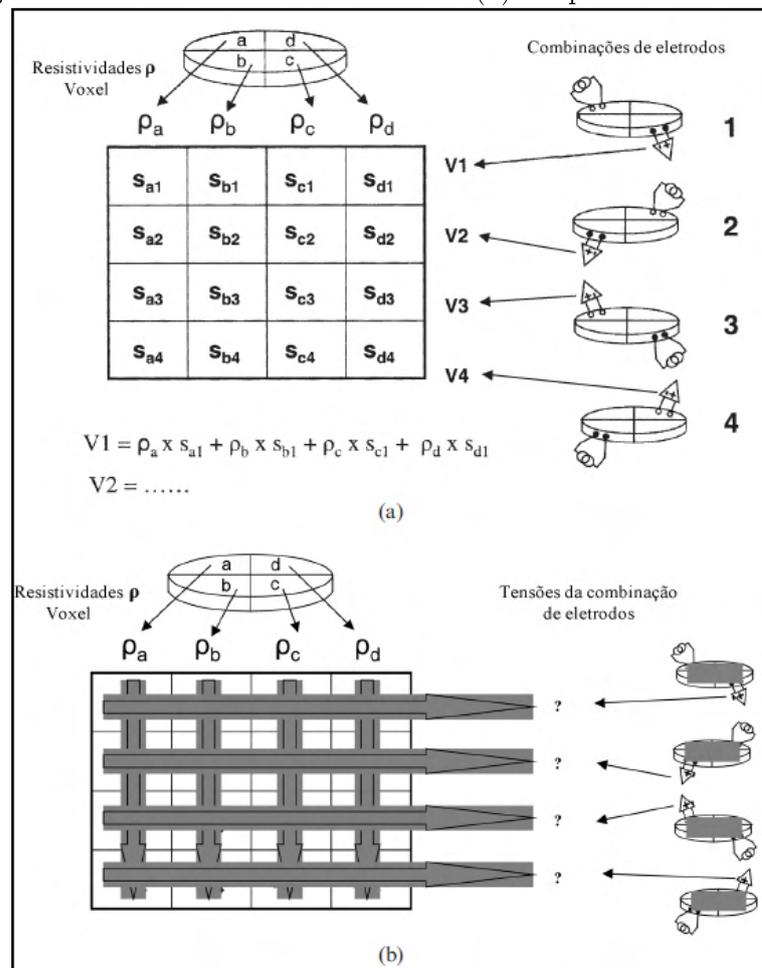
De acordo com HOLDER (2005a), o método⁶ da matriz de sensibilidade é mais eficaz que o *back-projection* e é baseado em uma tabela (ou matriz) que relaciona a tensão lida

⁶Toda a subseção baseia-se em HOLDER (2005a).

e a resistividade de cada voxel⁷ do meio analisado.

Considerando um sistema com quatro voxels e quatro eletrodos, tem-se uma matriz 4x4 resultante, como é mostrado na Figura 34a, onde cada linha e coluna dizem respeito à medida de tensão V_n e resistividade ρ_x do voxel, respectivamente. Essa matriz é gerada a partir do problema direto, onde tem-se a resistividade dos voxels e cada fator de sensibilidade s_{xn} é calculado antecipadamente. A partir disso, são calculadas as tensões nos eletrodos (Figura 34b).

Figura 34 – Matriz de sensibilidade 4x4 (a) e o problema direto (b).



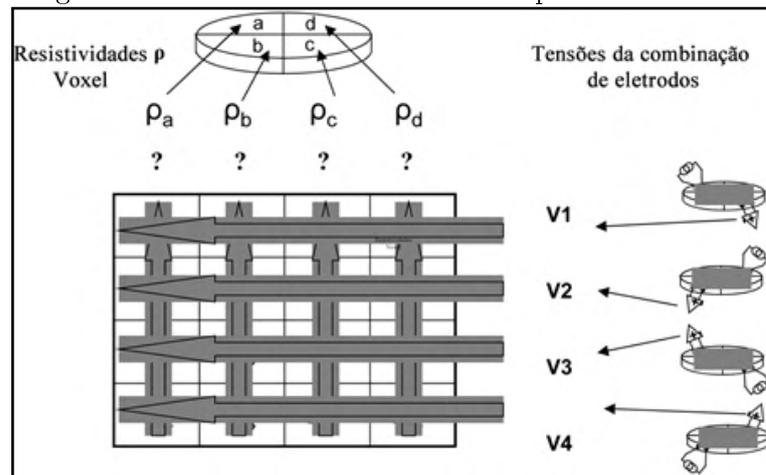
Fonte: Adaptado de HOLDER (2005a).

Para o caso da reconstrução de imagens de TIE, tem-se o contrário - o problema inverso -, onde as tensões dos eletrodos são conhecidas e o objetivo é calcular a resistividade de cada voxel. Para tanto, a solução é "inverter" a matriz, ou seja, fazer o processo de trás para frente, como na Figura 35.

Para que esse método funcione, é necessário que haja linearidade entre a resistência do voxel e o seu efeito provocado na tensão lida. No entanto, para sistemas reais, a solução

⁷O voxel é um "pixel em 3D", ou seja, um elemento de volume representado em um espaço tridimensional. De acordo com Coelho e Flores (2013), é "a menor unidade em espessura na imagem tomográfica".

Figura 35 – Matriz de sensibilidade e o problema inverso.



Fonte: Adaptado de HOLDER (2005a).

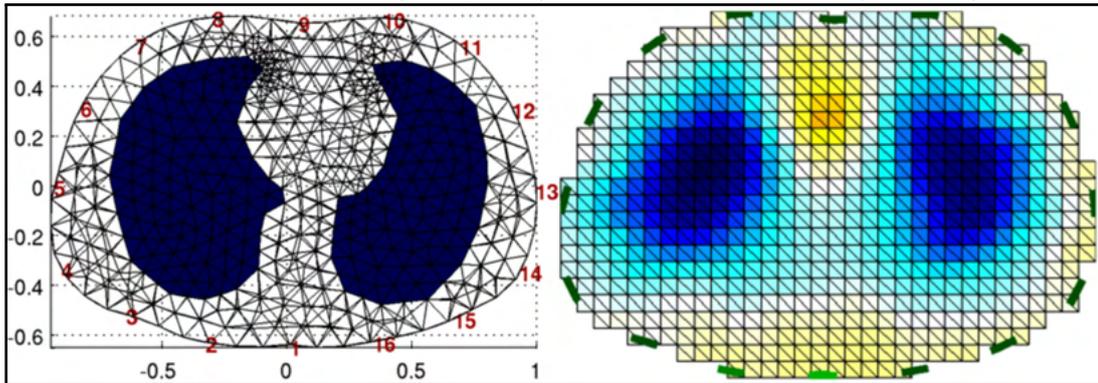
não é assim tão "linear", pois o número de voxels é maior, as tensões lidas possuem bastante ruído e pode haver mais voxels desconhecidos do que medições efetuadas. Além disso, a corrente é baixíssima em alguns voxels, fazendo com que o fator de sensibilidade seja igual ou próximo a zero. Conseqüentemente, além de não ser possível efetuar uma divisão por zero, divisores quase nulos causam instabilidade na reconstrução da imagem. Na literatura, esse problema é conhecido como *'ill-posed' matrix inversion*.

2.3.7.3 EIDORS

Licenciado sob a GNU *General Public License* (GPL), o EIDORS (*Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software*) (EIDORS, 2019) é um *software* livre para reconstrução de imagens de TIE e Tomografia Óptica Difusa (DOT). Seu objetivo é fornecer algoritmos para os modelos direto e inverso, seja em aplicações médicas ou industriais, assim como compartilhar dados e promover a colaboração entre grupos que trabalham nessas áreas.

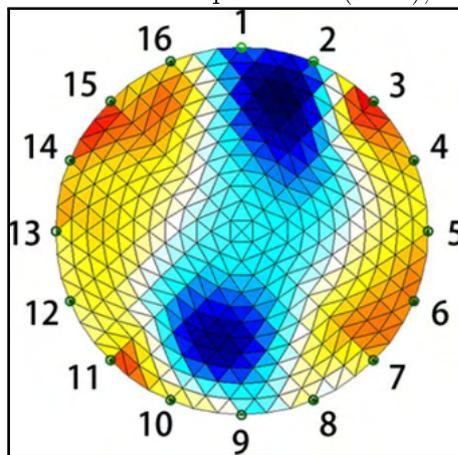
Com o projeto iniciado em 2004, por Bill Lionheart e Andy Adler, o EIDORS, hoje, dá suporte para as ferramentas MATLAB e Octave e conta com diferentes algoritmos para reconstrução de imagem, como *back-projection*, Graz Consensus, método Jacobiano, e outros. Além disso, o *software* faz uso do modelo FEM para reconstrução da imagem, como é mostrado na Figura 36 (ADLER; LIONHEART, 2006). Um exemplo da utilização do *software* pode ser visto na Figura 37, onde Moro (2014) utilizou o EIDORS para reconstruir a imagem de um cano de PVC imerso em uma solução salina, dentro de um *phantom*.

Figura 36 – Modelo FEM utilizado (à esquerda) e imagem reconstruída (à direita), no EIDORS.



Fonte: Adaptado de EIDORS (2019).

Figura 37 – Imagem reconstruída por Moro (2014), utilizando EIDORS.



Fonte: MORO (2014).

2.4 TRABALHOS RELACIONADOS

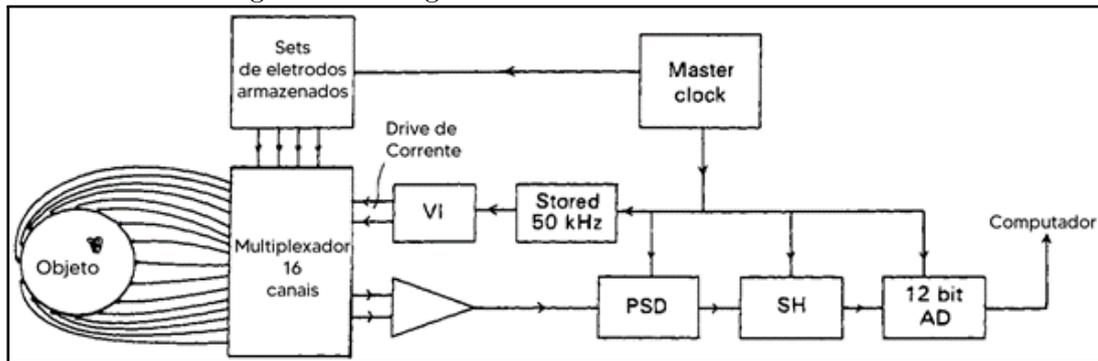
Com o intuito de nortear a pesquisa e o desenvolvimento da metodologia desse trabalho, buscou-se implementações de produtos e/ou protótipos comerciais e acadêmicos que apresentassem alguma etapa (ou todas) do desenvolvimento de um Tomógrafo por Impedância Elétrica. O resultado dessa pesquisa está presente nessa seção, onde são brevemente descritos características e resultados de alguns desenvolvimentos ao longo da trajetória da TIE.

2.4.1 Sheffield Mark I

Desenvolvido por Brown e Seagar (1987), o Sheffield Mark I foi o primeiro protótipo comercial de TIE. Utilizava 16 eletrodos dispostos em anel, onde uma única medida era realizada com quatro eletrodos, por meio do método adjacente de medição da tensão, o que, ao fim do processo, totalizavam 208 medições. O sistema fazia a injeção de uma

corrente elétrica de $5 mA_{pp}$ a uma frequência de $50 kHz^8$, e utilizava multiplexadores para chavear o sinal entre os canais. No tocante a leitura da tensão, os autores utilizaram um conversor analógico-digital (ADC - *Analog-to-Digital Converter*) de 12 bits e um *phase sensitive detector* (PSD), mas optaram por não gravar a informação da componente defasada do sinal de resposta do tecido (HOLDER, 2005a), (HOLDER, 2005c).

Figura 38 – Diagrama de blocos do Sheffield Mark I



Fonte: Adaptado de BROWN; SEAGAR (1987).

2.4.2 Sheffield Mark 3.5

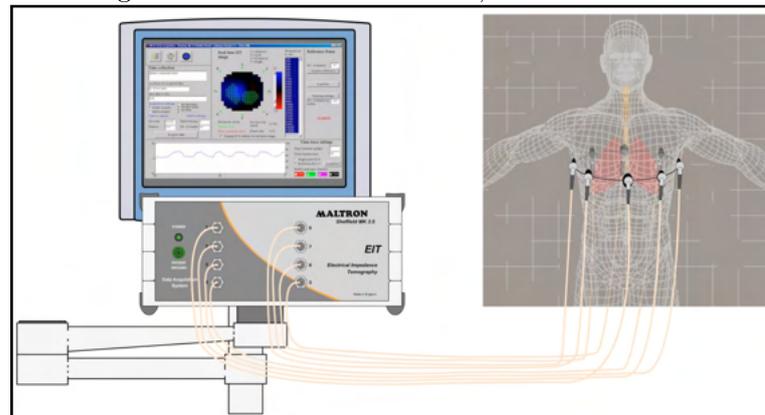
Comercializado pela Maltron Inc., o Sheffield Mark 3.5 trata-se de um sistema de TIE multifrequencial ($200 \mu A_{pp}$, 2 kHz a 1,6 MHz), com 8 eletrodos, específico para utilização neonatal. A velocidade de coleta dos dados é de 25 fps e, quando comparado ao Sheffield Mark I, possui uma menor relação sinal-ruído (SNR - *Signal-to-noise ratio*). A reconstrução da imagem é feita a partir de um algoritmo desenvolvido no software *Matlab* (HOLDER, 2005c), (MALTRON, 20-?).

2.4.3 Grupo de Oxford

Murphy et al. (1987) desenvolveram um sistema clínico de TIE para obtenção de imagens cerebrais de neonatos, em que utilizaram 16 eletrodos dispostos em anel ao redor da cabeça do bebê. O *front-end* analógico do equipamento era constituído por uma ponte de Wien (um oscilador de alta frequência) seguido por um conversor corrente-tensão. O sinal, então, passava por um PSD, e era injetado em um *programmable-gain amplifier* (PGA). Antes de chegar ao ADC, o sinal era filtrado em um passa-baixas de primeira ordem, com frequência de corte de 20 Hz. Os autores utilizaram o método dinâmico para a reconstrução da imagem.

⁸Adota-se, na verdade, 50 kHz, de acordo com outras referências, como HOLDER (2005a), HOLDER (2005c) e (BAYFORD, 2006). No entanto, há confusão quanto ao valor da frequência no artigo original (BROWN; SEAGAR, 1987), que fala em três valores distintos de ao longo do texto: 5 kHz, 50 kHz e 51 kHz.

Figura 39 – Sheffield Mark 3.5, da Maltron Inc.

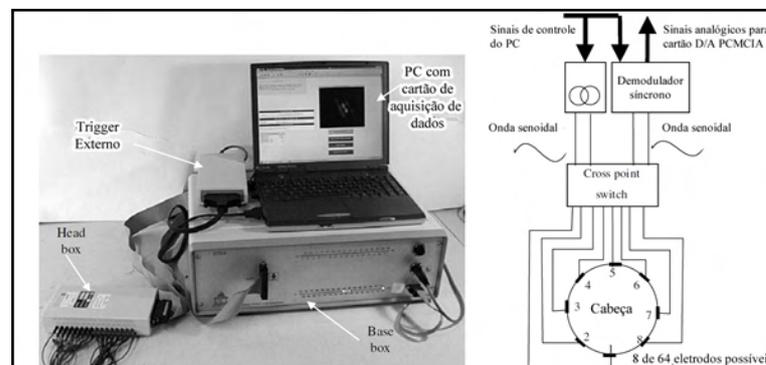


Fonte: MALTRON (20-?)

2.4.4 UCLH Mark 1b

Desenvolvido por Yerworth et al. (2002), o UCLH Mark 1b é um sistema de TIE com capacidade para utilização de 64 eletrodos. A Figura 40 mostra uma foto do equipamento e o diagrama de blocos do seu funcionamento.

Figura 40 – Sistema de TIE UCLH Mark 1b (à esquerda) e seu diagrama de funcionamento (à direita).

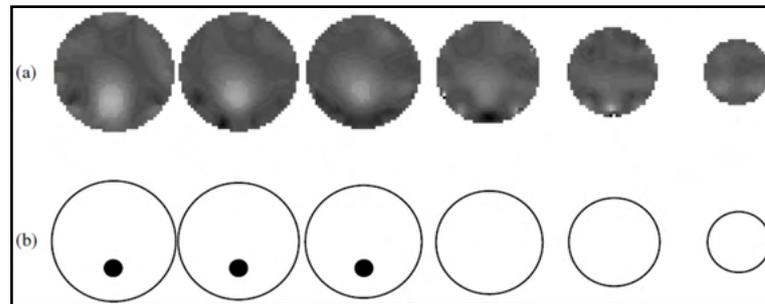


Fonte: Adaptado de YERWORTH et al. (2002).

Voltado para a reconstrução da imagem de funções cerebrais, esse sistema faz uso de uma fonte de corrente baseada em um conversor corrente-tensão do tipo *current conveyor*⁹, com impedância de saída de $537 \text{ k}\Omega \parallel 28 \text{ pF}$. A injeção do sinal é feita com uma única frequência, selecionável dentre 18 opções, numa faixa de 225 Hz a 77 kHz. O valor da corrente elétrica utilizada foi de $100 \mu A_{RMS}$, abaixo de 1 kHz, e, nas demais frequências, valores maiores (na ordem dos mA_{RMS}), de acordo com a norma IEC601. A Figura 41 mostra imagens reconstruídas a partir desses sistema.

⁹Trata-se de um circuito em modo corrente, que contém largura de banda e *slew-rate* mais altos do que amplificadores operacionais em geral (ABBAS; SCOTTI; OLIVIERI, 2011).

Figura 41 – Imagens reconstruídas pelo sistema de TIE UCLH Mark 1b (a) e posição esperada do objeto (b).

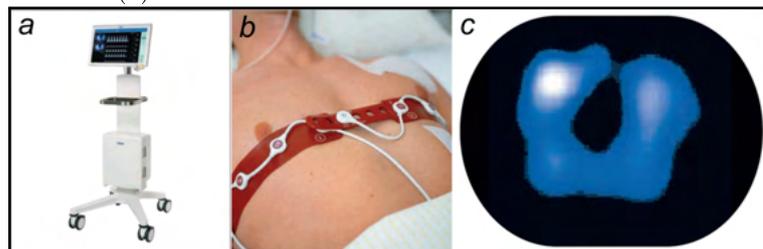


Fonte: Adaptado de YERWORTH et al. (2002).

2.4.5 PulmoVista 500

Desenvolvido pela empresa Dräger, o PulmoVista 500 (Figura 42a) é um sistema de TIE comercial, que usa FEM, juntamente com o algoritmo de reconstrução Newton-Raphson para formar uma imagem de TIE no formato elíptico. Faz uso de um cinto com 16 eletrodos (Figura 42b) e utiliza uma frequência única, entre 80 kHz e 130 kHz. A amplitude da corrente elétrica injetada é de 80% a 90% do valor da corrente auxiliar máxima do paciente (segundo 3ª edição da norma IEC60601-1). Quanto à leitura do sinal, o sistema usa apenas a magnitude da resposta lida, descartando a fase entre corrente e tensão. Após adquiridos os dados, alguns filtros digitais são aplicados, como filtros Gaussiano e bilinear, resultando na imagem reconstruída que pode ser vista na Figura 42c (TESCHNER; IMHOFF; LEONHARDT, 2015), (DRÄEGER, 2019).

Figura 42 – Sistema de TIE PulmoVista 500 (a), cinta de eletrodos no paciente (b) e imagem reconstruída pelo sistema (c).



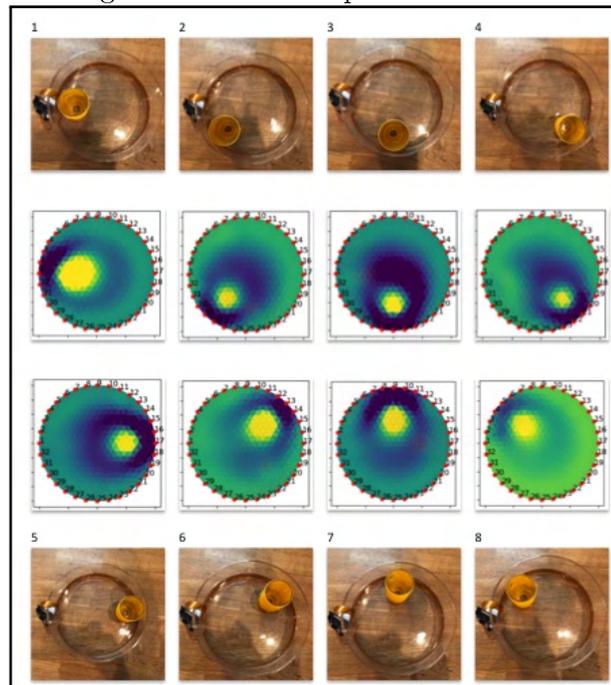
Fonte: Adaptado de TESCHNER; IMHOFF; LEONHARDT (2015).

2.4.6 OpenEIT

Como o nome já sugere, o OpenEIT é um sistema de TIE *open source*, desenvolvido pela empresa de biotecnologia Mindsyey Biomedical. O projeto contempla tanto o software de reconstrução da imagem, quanto o hardware que realiza o *front-end* analógico do sistema. A Figura 43 mostra a reconstrução da imagem pelo OpenEIT, que usa o EI-

DORS, por meio da biblioteca python pyEIT, e integra três diferentes algoritmos: Graz Consensus (GREIT), Gauss-Newton (ou método Jacobiano) ou *back-projection*. O equipamento pode ser usado com 8, 16 ou 32 eletrodos, e realiza tanto espectroscopia (EIS), quanto tomografia (EIT), trabalhando numa faixa de frequência de 80 Hz a 80 kHz. Usa Bluetooth[®] e USB como interfaces de comunicação. O seu projeto pode ser acessado em sua totalidade através do repositório do projeto no github (<https://github.com/OpenEIT>) (OPENEIT, 201-?).

Figura 43 – Imagens reconstruídas pelo sistema de TIE OpenEIT.



Fonte: (OPENEIT, 201-?).

2.4.7 SMS-EIT, da General Electric

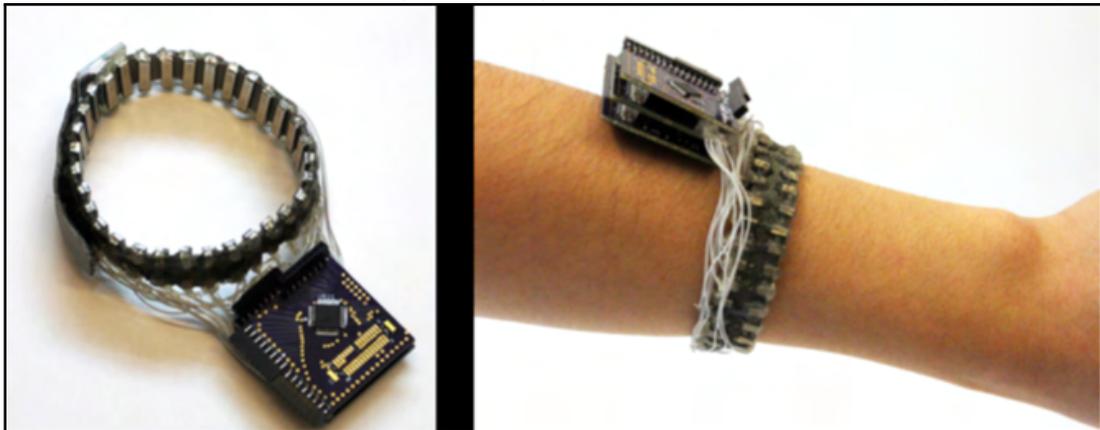
Em parceria com a academia, a empresa General Electric desenvolveu um sistema de TIE baseado em *simultaneous multi-source electrical impedance tomography* (SMS-EIT - TIE de múltiplas fontes simultâneas, em tradução livre). Trata-se de um protótipo que implementa 32 canais independentes de fonte de corrente a 10 kHz e medição da tensão com resolução de 16 bits e uma taxa de 20 fps (GE, 2019).

2.4.8 "Advancing Hand Gesture Recognition with High Resolution EIT", de Zhang, Xiao e Harrison (2016)

Zhang, Xiao e Harrison (2016) desenvolveram um sistema de TIE de alta resolução voltado a reconhecimento de gestos e controle interativo. Como pode ser visto na Figura

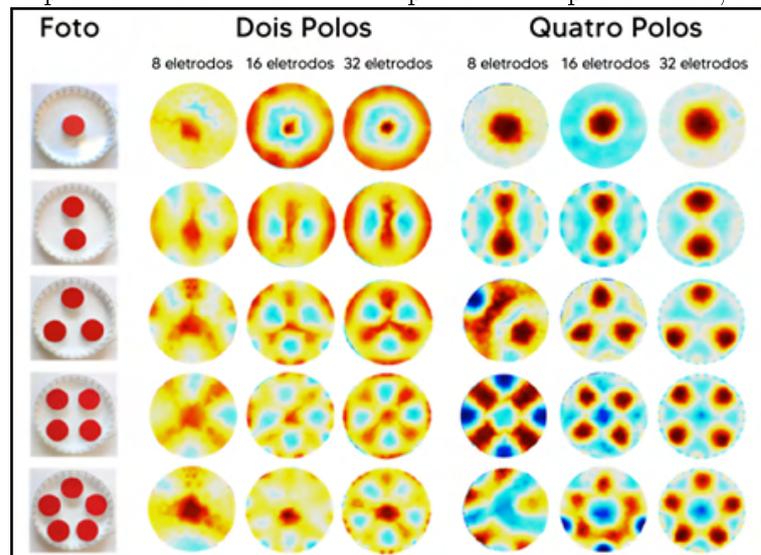
45, realizaram um comparativo entre dois métodos de medição de bioimpedância - bipolar e tetrapolar - e três diferentes resoluções de eletrodos - 8, 16 e 32. Trata-se de um sistema disposto ao redor do braço do usuário (Figura 44), que utiliza uma corrente elétrica de $300\mu A$ a uma frequência de 40 kHz. O sinal é discretizado por meio de um ADC de 12 bits, após passar por um filtro passa-altas de 15,6 kHz. Os autores optaram por fazer uma coleta de 250 amostras por medição e calcular o seu valor RMS, de maneira que o *frame* é composto pelos valores RMS das medidas.

Figura 44 – Dispositivo TIE (à esquerda) aplicado ao braço do usuário (à direita).



Fonte: ZHANG; XIAO; HARRISON (2016).

Figura 45 – Comparativo entre os métodos bipolar e tetrapolar com 8, 16 e 32 eletrodos.



Fonte: Adaptado de ZHANG; XIAO; HARRISON (2016).

2.4.9 "Projeto e avaliação de um canal de medição de bioimpedâncias", por Porto (2009)

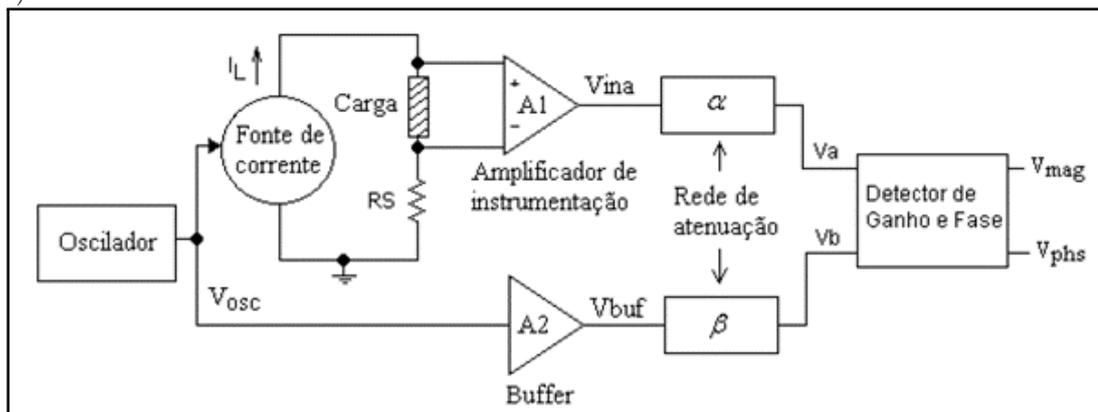
Com o intuito de medir módulo e fase de impedâncias até $1\text{ k}\Omega$, operando na faixa de frequência de 100 kHz a 1 MHz , Porto (2009) projetou um canal de medição de bioimpedância multifrequencial, com valor de 1 mA_p de corrente elétrica, reportando o desempenho nas frequências de 100 kHz , 300 kHz e 1 MHz . Para tanto, utilizou circuitos integrados (CI) dedicados em cada etapa do processo, o qual pode ser visto no diagrama da Figura 46. A Tabela 2 (Apêndice A) mostra os componentes eletrônicos utilizados em cada etapa do desenvolvimento.

Tabela 2 – Componentes eletrônicos utilizados em cada bloco do canal projetado por PORTO (2009).

Bloco do sistema	Topologia	CI's utilizados
Oscilador	DDS	AD9834 e AD8620
Fonte de corrente	FCCT baseada em MHCS	AD8620
Amplificador de instrumentação	Leitura diferencial	AD8620 e AD8130
Detector de ganho e fase	-	AD8302

Fonte: O autor (2021).

Figura 46 – Diagrama de blocos do canal de medição de bioimpedância projetado por PORTO (2009).



Fonte: Adaptado de PORTO (2009).

Como sugestões para trabalhos futuros, Porto (2009) apontou a utilização de potenciômetros digitais e conversores de impedância negativa com o intuito de corrigir erros sistemáticos da FCCT projetada. Também, sugeriu a utilização de amplificadores operacionais com maior largura de banda, para um maior ganho de malha aberta na faixa de frequências da aplicação.

2.4.10 "Projeto de um canal multifrequencial de medição de bioimpedância", por Neto (2011)

Neto (2011) projetou um canal de medição de bioimpedância multifrequencial, cujo diagrama pode ser visto na Figura 47, com capacidade para operar com frequências de até 1 MHz. A caracterização do canal foi feita em 10 frequências distintas, de 100 kHz a 1 MHz, para 10 valores de cargas resistivas, de 100 Ω a 1 k Ω , e se mostrou linear em toda a faixa de frequência de operação.

No circuito projetado, foi utilizada uma FCCT baseada na MHCS, de 1 mA_p de corrente, cujo sinal de excitação se deu através de um gerador de funções de bancada. Foram usados multiplicadores analógicos para demodulação em fase-quadratura e multímetro digital de bancada para a aquisição dos dados. O autor fez um comparativo entre os amplificadores operacionais AD8021 e AD8038 utilizados na FCCT. Como resultado, o erro absoluto (mínimo e máximo) da corrente elétrica foi menor no circuito que utilizou o AD8038.

Figura 47 – Diagrama de blocos do canal de medição de bioimpedância projetado por NETO (2011).



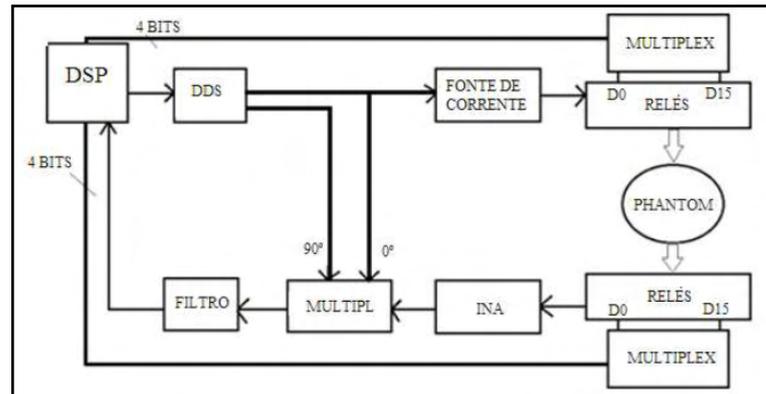
Fonte: Adaptado de NETO (2011).

2.4.11 "Desenvolvimento de um *front-end* analógico para tomografia por impedância elétrica", por Pereira (2013)

Pereira (2013) desenvolveu a etapa do *front-end* analógico - excitação do sinal, injeção da corrente elétrica, leitura da tensão e multiplexação - de um sistema de TIE multifrequencial com 32 eletrodos (o diagrama pode ser visto na Figura 48). Para geração do sinal de excitação, o autor utilizou a topologia DSS, através do CI AD9833, seguido por uma FCCT, baseada na MHCS, conectada ao circuito de multiplexação, que utilizava relé e uma chave analógica controlada digitalmente, o CI MC14067B. Na leitura da tensão,

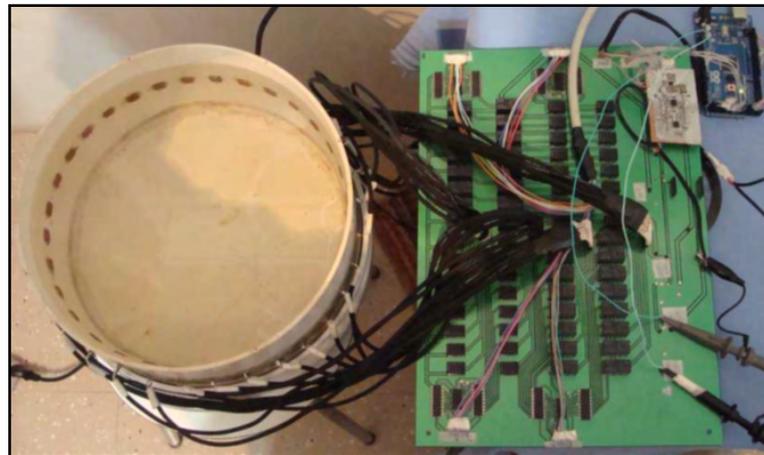
utilizou o amplificador diferencial AD8130, seguido pelo multiplicador analógico AD835, para demodulação em quadratura do sinal. A corrente de excitação foi de 2 mA, com variação da frequência até 1 MHz. Por fim, o autor sugere a utilização do *software* EIDORS para a reconstrução da imagem a partir dos dados adquiridos pelo *front-end* analógico.

Figura 48 – Diagrama de blocos do canal de medição de bioimpedância projetado por PEREIRA (2013).



Fonte: Adaptado de PEREIRA (2013).

Figura 49 – Sistema de TIE para ensaios, montado por PEREIRA (2013).



Fonte: Adaptado de PEREIRA (2013).

2.4.12 "Desenvolvimento de um tomógrafo por impedância elétrica", por Moro (2014)

Moro (2014) desenvolveu um sistema de TIE com 16 eletrodos para obtenção de imagens no interior de um *phantom*. Seu sistema era composto por um canal de medição de bioimpedância (*hardware*), seguido da etapa de reconstrução da imagem em um computador pessoal, utilizando a plataforma EIDORS embarcada ao *software* MATLAB R2010a.

A frequência utilizada para o sinal de excitação foi de 50 kHz e o valor da corrente elétrica, de 1 mA_p . Utilizou uma única FCCT, projetada com base na MHCS.

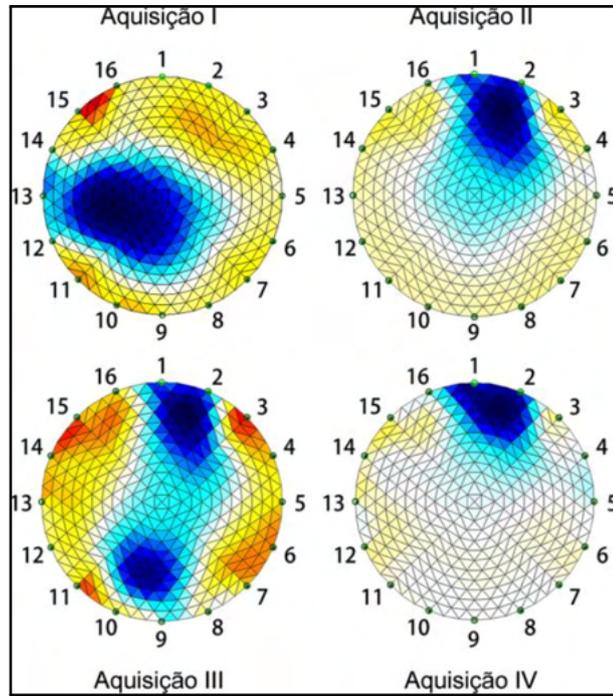
Foram realizadas quatro diferentes medidas, variando o método de multiplexação, o objeto inserido no interior do *phantom* e a solução utilizada, conforme Tabela 3. O resultado desse trabalho pode ser visto nas imagens reconstruídas da Figura 50.

Tabela 3 – Especificações das aquisições realizadas por MORO (2014).

Aquisição	I	II	III	IV
Eletrodos	16	16	16	16
Multiplexação	Manual	Relés	Relés	CI Multiplexador
Método de medição	Adjacente	Adjacente	Adjacente	Adjacente
Leitura da tensão	Multímetro	Multímetro	Multímetro	Multímetro
Solução utilizada	Água	Água e sal de cozinha (NaCL)	Água e sal de cozinha (NaCL)	Água e sal de cozinha (NaCL)
Objeto no interior do <i>phantom</i>	Cano de PVC Ø 75 mm	Cano de PVC Ø 50 mm	Dois canos de PVC Ø 50 mm	Cano de PVC Ø 50 mm
Frequência da corrente	50 kHz	50 kHz	50 kHz	50 kHz
Magnitude da corrente	1 mA_p	1 mA_p	1 mA_p	1 mA_p

Fonte: Adaptador de MORO (2014).

Figura 50 – Imagens reconstruídas, através do EIDORS, de um *phantom* contendo um (I, II e IV) ou dois (III) canos de PVC.



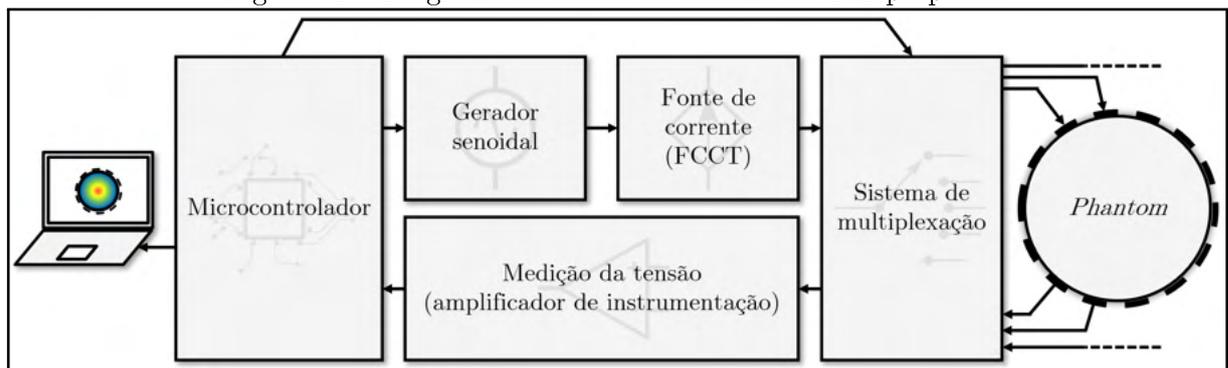
Fonte: Adaptado de MORO (2014).

3 METODOLOGIA EXPERIMENTAL

Neste capítulo, serão abordadas as etapas de projeto e desenvolvimento do protótipo de TIE, com base na revisão bibliográfica realizada até então. A Figura 51 mostra o diagrama de blocos do sistema implementado, cujas etapas são:

- Geração do sinal senoidal de referência;
- Fonte de Corrente Controlada por Tensão (FCCT);
- Medição da tensão (voltímetro);
- Multiplexação do canal de medição;
- Processamento dos dados.

Figura 51 – Diagrama de blocos do sistema de TIE proposto.



Fonte: O autor (2021).

O funcionamento do sistema ocorre a partir do gerador da senoide de referência, cujo sinal é aplicado à entrada de uma fonte de corrente controlada por tensão (FCCT). Essa, por sua vez, injeta o sinal no meio analisado, através de eletrodos dispostos na superfície do seu contorno, de forma multiplexada. A tensão resultante é medida por meio de um amplificador de instrumentação - cujas entradas também são multiplexadas - e processada por um sistema microcontrolado. Por meio de uma interface de comunicação com um computador pessoal, o sistema envia os dados adquiridos que são aplicados em um algoritmo que faz a reconstrução da imagem da distribuição espacial da resistividade do interior do *phantom*.

3.1 PROJETO DO SISTEMA DE TIE

Nesta etapa do trabalho é apresentado o projeto do sistema de TIE, apresentando os circuitos eletrônicos e as metodologias de cada um dos blocos do diagrama da Figura

51, separadamente, a começar pela geração da senoide de referência. Ao final das Seções 3.1.2 e 3.1.3, será apresentada a simulação do circuito pertinente ao tópico, com suas devidas considerações. O *software* utilizado para as simulações foi o LTspice[®], da Analog Devices, que se trata de um programa para simulação SPICE¹ de circuitos analógicos, com a possibilidade de visualização das formas de onda ali presentes (LTspice, 20-?).

3.1.1 Geração do sinal senoidal de referência

Dentre as topologias abordadas na Seção 2.3.2, foi utilizada a técnica de DDS para geração da senoide de referência, através do circuito integrado AD9838ACPZ-RL7, da Analog Devices (ANALOG DEVICES, 2011). Optou-se por essa técnica com o intuito de permitir futuras pesquisas e testes com diferentes frequências, utilizando o *hardware* aqui implementado, sem necessidade do seu reprojeto.

O AD9838 é um componente eletrônico de baixo consumo capaz de gerar formas de ondas senoidais e triangulares de alta performance, de até 8 MHz. Opera numa faixa de alimentação de 2,3 V a 5,5 V, consumindo apenas 11 mW no limite de tensão inferior. O controle do CI é feito via QSPI[™] (*Quad-SPI*), MICROWIRE[®], algumas interfaces padrão de DSP (*Digital Signal Processing*) e SPI (*Serial Peripheral Interface*), interface escolhida nesse projeto. O encapsulamento do AD9838ACPZ-RL7 e a disposição dos seus pinos podem ser vistos na Figura 76 (Anexo A).

As frequências de referência (oscilador externo) citadas por Analog Devices (2011) são de 5 MHz e 16 MHz. Além disso, os registradores para seleção da frequência de saída são de 28 bits. Considerando essas informações e a Equação 2.12, a resolução da saída é de 0,02 Hz para 5 MHz e 0,06 Hz para 16 MHz, conforme as Equações 3.1 e 3.2.

$$f = \Delta\theta \frac{f_{MCLK}}{2^n} = \Delta\theta \frac{5 \times 10^6}{2^{28}} = 0,0186\Delta\theta \approx 0,02\Delta\theta \quad (3.1)$$

$$f = \Delta\theta \frac{f_{MCLK}}{2^n} = \Delta\theta \frac{16 \times 10^6}{2^{28}} = 0,0596\Delta\theta \approx 0,06\Delta\theta \quad (3.2)$$

De acordo com o *datasheet* do componente, o valor da corrente de saída do gerador é calculado a partir da Equação 3.3 e dos valores típicos apresentados no documento, isto é, $R_{SET} = 6,8 \text{ k}\Omega$ e $FSADJUST = 1,14 \text{ V}$ (ANALOG DEVICES, 2011). Dada uma resistência R_{LOAD} , a partir da Lei de Ohm, obtêm-se um valor de tensão no terminal de saída do componente. Para esse projeto, foi utilizada uma resistência de 235Ω ($470 \Omega \parallel 470 \Omega$). O resultado é um seno com amplitude máxima e nível CC de, aproximadamente, 709 mV e 355 mV , respectivamente.

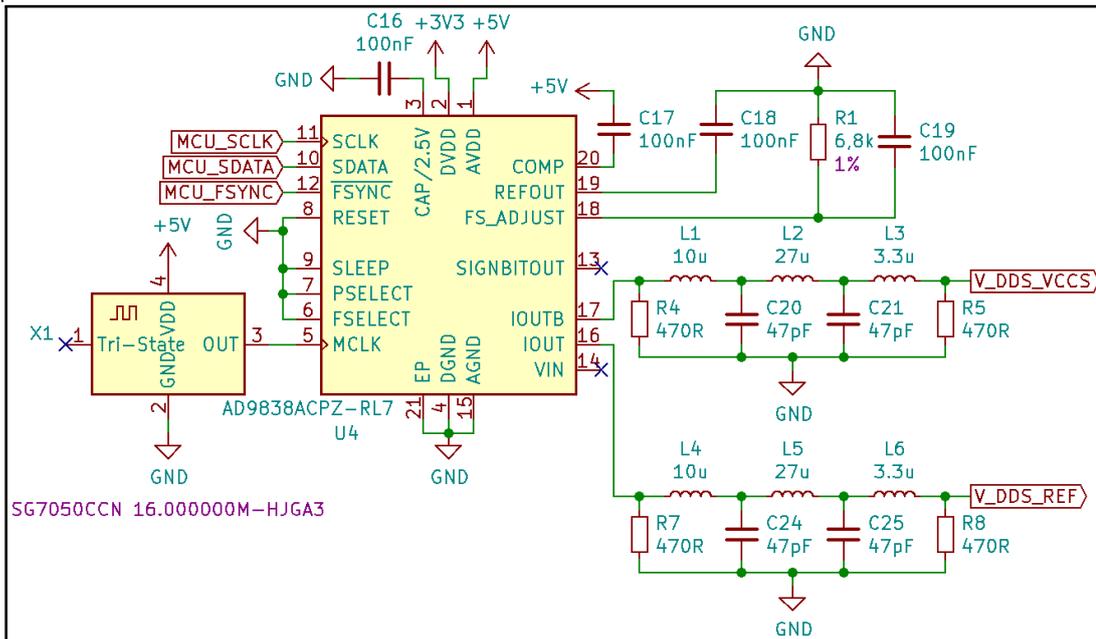
$$IOUT_{FULLSCALE} = 18 \times \frac{FSADJUST}{R_{SET}} = 18 \times \frac{1,14V}{6,8k\Omega} \approx 3mA \quad (3.3)$$

¹Em inglês, *Simulation Program with Integrated Circuit Emphasis*.

$$VOUT_{FULLSCALE} = IOUT_{FULLSCALE} \times R_{LOAD} = 3mA \times 235\Omega \approx 709mV \quad (3.4)$$

A Figura 52 mostra o esquema eletrônico do circuito gerador do sinal de referência, utilizando o AD9838ACPZ-RL7, seguindo as diretrizes encontradas em ANALOG DEVICES (2011).

Figura 52 – Circuito gerador do sinal senoidal de referência, implementado com o AD9838ACPZ-RL7.



Fonte: O autor (2021).

3.1.2 Fonte de Corrente Controlada por Tensão

Um dos fatores mais importantes de uma fonte de corrente é a sua resistência de saída (R_o), que, idealmente, deve ser infinita, como visto na Seção 2.3.3. Levando em conta essa importante característica, mas sabendo da impossibilidade de concebê-la na prática, fez-se um comparativo entre as FCCTs implementadas na literatura e suas respectivas resistências de saída, buscando o maior valor entre elas, para uma ampla faixa de frequência. O resultado dessa pesquisa pode ser visto na Tabela 4.

No caso de Bertemes-Filho et al. (2012), nota-se a não-variação da resistência ao longo de uma ampla faixa de frequência, isto é, de 490 Hz a 1,3 MHz. Embora outras duas FCCTs possuam as resistências de saída com valores mais elevados, eles decrescem com o aumento da frequência. Com o objetivo de prever a escalabilidade do projeto para futuras aplicações com múltiplas frequências, fez-se uso da topologia *Mirrored Modified Howland Current Source* (MMHCS) para a fonte de corrente do sistema.

Tabela 4 – Resistência de saída para diferentes implementações de FCCTs.

Autor (ano)	FCCT	f[Hz]	R_o [MΩ]
Tucker, Fox e Sadleir (2013)	MHCS $c/$ compensação <i>Lead-lag</i>	Até 200k	3,3
Liu et al. (2014)	MHCS	200k	1,52
Liu et al. (2014)	DCSC	200k	2,34
Bertemes-Filho et al. (2012)	MMHCS	490 a 1,3M	1,63

Fonte: O autor (2021).

A literatura, em geral, aponta a utilização de amplificadores operacionais na implementação das fontes de corrente. De acordo com Tucker, Fox e Sadleir (2013), duas importantes características desses componentes, para a resistência de saída da FCCT, são o ganho de malha aberta (A_{VOL}) e o GBP. Com a finalidade de buscar um componente para o projeto, fez-se um comparativo entre amplificadores operacionais utilizados na bibliografia. A Tabela 5 mostra o resultado dessa pesquisa.

Tabela 5 – Amplificadores operacionais utilizados nas implementações de FCCTs.

Autor (ano)	Amplificador Operacional	A_{VOL}	GBP
Tucker, Fox e Sadleir (2013)	OPA847	98 dB	3,9 GHz
Bertemes-Filho et al. (2012)	OPA657	70 dB	1,6 GHz
Moro (2014)	THS3062	120 dB	300 MHz
Liu et al. (2014)	OPA842	110 dB	200 MHz
Novello (2019)	AD8028	110 dB	190 MHz
Porto (2009)	AD8620	80-100 dB	25 MHz
Peres (2020)	OP275	60,115 dB	9 MHz

Fonte: O autor (2021).

A partir disso, buscou-se amplificadores operacionais que possuíssem especificações técnicas semelhantes. Uma relação de componentes pode ser vista na Tabela 6, juntamente com o custo² para uma e duas unidades e suas especificações A_{VOL} e GBP.

Nesse contexto, foi utilizado o CI AD8001ARTZ-REEL7, da Analog Devices (ANALOG DEVICES, 2003), para o projeto da FCCT baseada na MMHCS, cujo circuito implementado pode ser visto na Figura 53. A escolha desse componente se dá, principalmente, por conter valores elevados de GBP e A_{VOL} .

É importante ressaltar a presença dos pares de componentes R13 e C26, R22 e C41. Em paralelo com as entradas inversora e não-inversora de ambos os amplificadores operacionais, tais componentes formam o circuito de compensação por *lead-lag*. De acordo com Tucker, Fox e Sadleir (2013), essa topologia de circuito reduz o ganho de malha fechada em altas frequências, mas não perto da frequência de operação, o que melhora a

²Valores retirados de Mouser Electronics, em 11 jun. 2021.

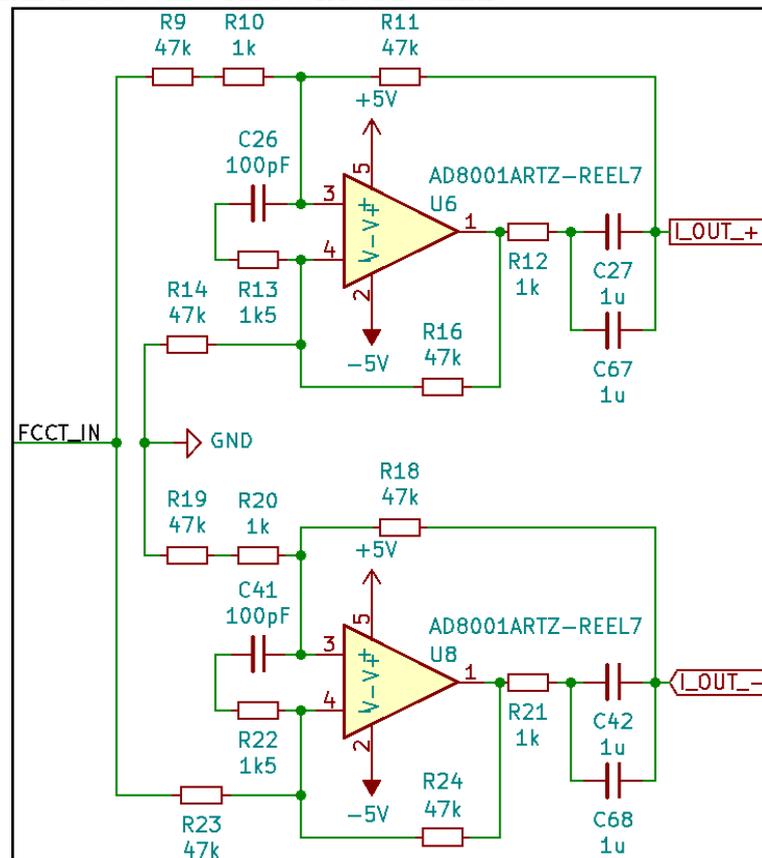
Tabela 6 – Comparativo técnico-comercial entre amplificadores operacionais.

Amplificador Operacional	A_{VOL}	GBP	Custo [1 un.]	Custo [2 un.]
THS3491IDDAT	$\approx 143 \text{ dB}\Omega @ V_S = \pm 7,5\text{V}$	900 MHz	\$13,97	\$27,94
OPA843IDBVT	110 dB	800 MHz	\$5,59	\$11,18
OPA846IDBVR	90 dB	1,75 GHz	\$5,18	\$10,36
AD8001ARTZ-REEL7	$\approx 119,1 \text{ dB}$	800 MHz	\$4,24	\$8,48
LMH6609MF/NOPB	70dB	900 MHz	\$3,07	\$6,14

Fonte: O autor (2021).

estabilidade do sistema.

Figura 53 – Esquema eletrônico do circuito da FCCT, baseada em MMHCS com compensação por *lead-lag*, implementado com o AD8001ARTZ-REEL7.



Fonte: O autor (2021).

Uma vez projetado o circuito, foi necessário adicionar um estágio amplificador de tensão antes da FCCT, para alcançar o valor de $1 V_p$ na sua entrada. Uma vez que a tensão de saída do gerador senoidal é de, aproximadamente, $355 mV_p$, optou-se por uma topologia de amplificador não-inversor, com ganho A_V dado pela Equação 3.5. Projetou-se o circuito da Figura 54, onde $R_{33} = R_{feedback} = 1k\Omega$ e $R_{34} = R = 470\Omega$. Essa escolha acarretou em um ganho real ($A_{V_{real}}$) mais elevado do que o ideal ($A_{V_{ideal}}$). Ambos podem

ser vistos nas equações a seguir.

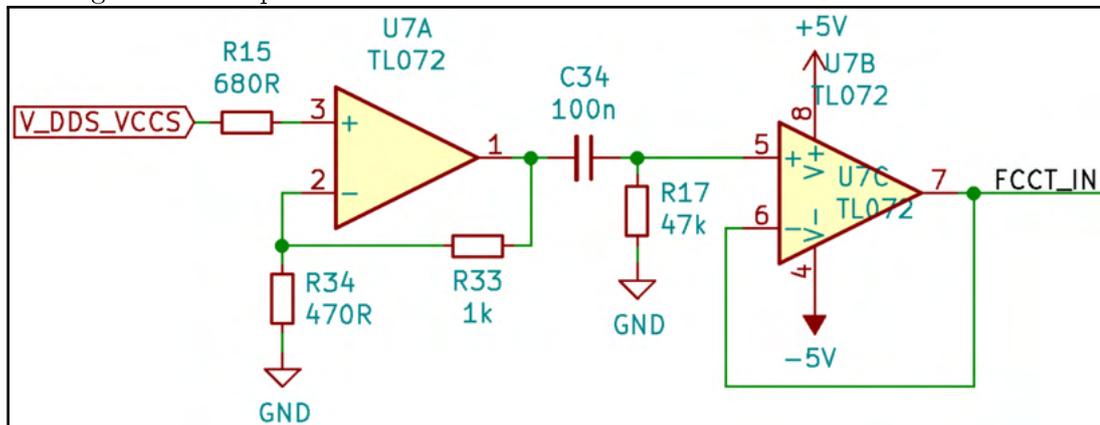
$$A_{V_{ideal}} = \frac{1V_p}{355mV_p} \approx 2,82V/V \quad (3.5)$$

$$A_{V_{real}} = 1 + \frac{R_{feedback}}{R} = 1 + \frac{1k\Omega}{470\Omega} \approx 3,13V/V \quad (3.6)$$

Com o objetivo de retirar o nível CC do sinal e aplicar a senoide à entrada da FCCT, foi projetado um filtro passa-altas, cuja frequência de corte é calculada pela Equação 3.7.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi \times 47k\Omega \times 100nF} \approx 33,86Hz \quad (3.7)$$

Figura 54 – Esquema eletrônico do circuito condicionador de sinal da FCCT.



Fonte: O autor (2021).

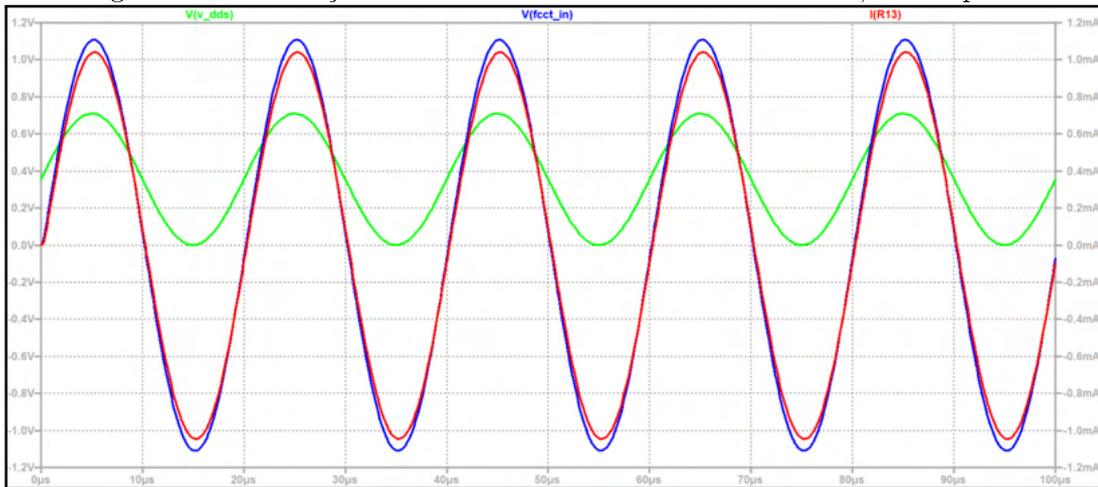
A simulação desse bloco do sistema pode ser vista na Figura 55, onde v_dds (verde) é o sinal proveniente do AD9838, $fcct_in$ (azul) é a senoide amplificada e sem nível CC, e, em vermelho, a forma de onda da corrente resultante. Para fins de visualização dessa forma de onda no simulador, foi utilizada uma resistência de $1k\Omega$, para fechar a malha e não deixar a saída da fonte flutuando.

3.1.3 Medição de tensão

De acordo com Teschner, Imhoff e Leonhardt (2015), na superfície do corpo, a variação de potencial elétrico, devido a alterações das propriedades bioelétricas causadas pela ventilação pulmonar, pode ser menor do que $100\mu V$. Por conta disso, é necessário que a tensão lida seja amplificada, para maior excursão do sinal e melhor SNR.

Conforme visto na Seção 2.3.4, essa etapa do projeto exige amplificadores operacionais - diferenciais ou de instrumentação - com altos valores de CMRR, GBP e impedância de entrada (Z_i). A Tabela 7 mostra um comparativo realizado entre os diferentes amplificadores - de instrumentação (I) e diferencial (D) - utilizados na literatura.

Figura 55 – Simulação SPICE do circuito do bloco da FCCT, no LTspice.



Fonte: O autor (2021).

Tabela 7 – Amplificadores utilizados para leitura de tensão.

Autor	Amplificador	CMRR (60 Hz)	GBP	Z_i
Novello (2019)	AD8428 (I)	130 dB (mín.)	3,5 MHz ($A_V = 2000$)	1 G Ω 2 pF
Moro (2014)	AD8421 (I)	84 dB (mín.)	2 MHz ($A_V = 100$)	30 G Ω 3 pF
Peres (2020)	AD620 (I)	73 dB (mín.)	120 kHz ($A_V = 100$)	10 G Ω 2 pF
Porto (2009)	AD8130 (D)	94 dB (mín.)	270 MHz ($A_V = 1$)	6 M Ω 3 pF

Fonte: O autor (2021).

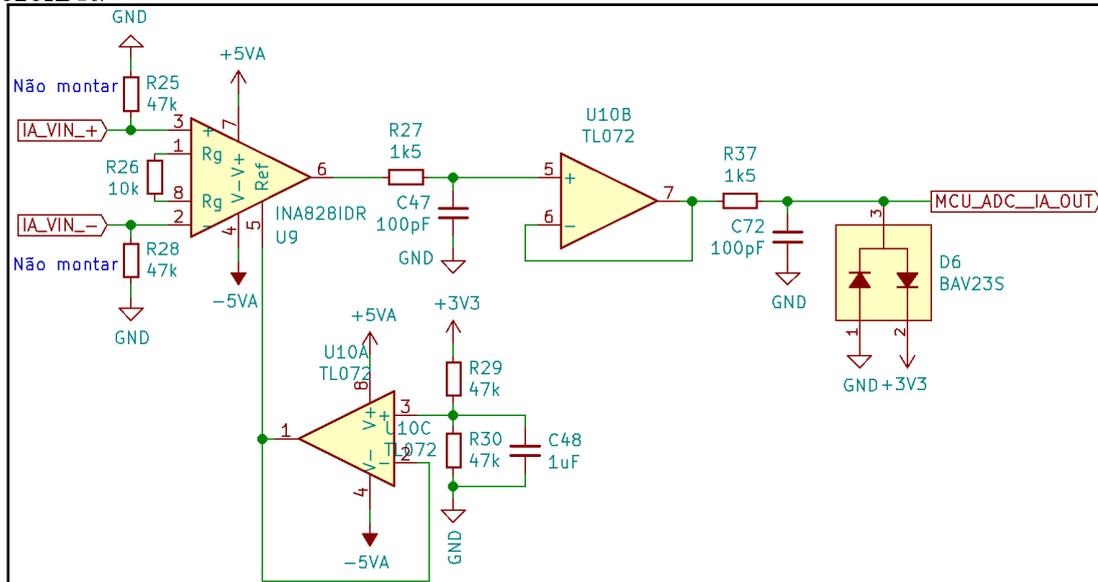
Para a implementação dessa etapa do circuito - o *front-end* analógico de leitura da tensão do sistema -, foi utilizado o amplificador de instrumentação INA828IDR, da Texas Instruments (TEXAS INSTRUMENTS, 2018). Além de possuir alto valor de CMRR em baixas frequências (até 60 Hz) - 90 dB mín. -, tal componente conta com um GBP de 2 MHz e impedância de entrada de 100 G Ω . O circuito implementado com o INA828IDR pode ser visto na Figura 56.

De acordo com o *datasheet* do componente, o resistor R26 é a resistência de ganho (R_G) do amplificador, conforme visto na Seção 2.3.4.2. A Equação 3.8 define o ganho G desse sistema (TEXAS INSTRUMENTS, 2018).

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} = 1 + \frac{50k\Omega}{10k\Omega} = 6V/V \quad (3.8)$$

Além do amplificador de instrumentação, é possível notar a presença de outros componentes e circuitos no entorno. O pino 5 do INA828IDR está conectado à saída de um

Figura 56 – Esquema eletrônico do circuito de medição da tensão, implementado com o INA828IDR.



Fonte: O autor (2021).

buffer de tensão, cujo sinal de saída é 1,65 V, devido à tensão de 3,3V e a relação de resistências na porta não-inversora do TL072. Colocar um nível de tensão no pino *Ref* do amplificador de instrumentação implica em adicionar um valor de *offset* na saída do componente (TEXAS INSTRUMENTS, 2018). Foi necessário assim fazê-lo para que o conversor analógico-digital (ADC) do sistema pudesse fazer a medição, uma vez que a escala de leitura é de 0V a 3,3V.

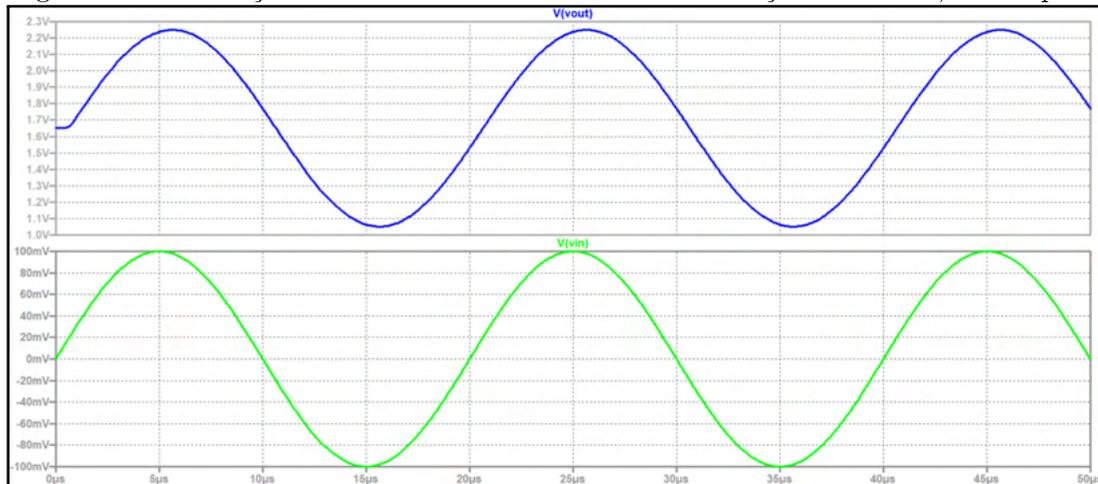
Além disso, tem-se dois estágios de filtro passivo do tipo passa-baixas separados por um *buffer* de tensão. A frequência de corte desses filtros pode ser calculada a partir da Equação 3.9 (ALEXANDER; SADIKU, 2013). Optou-se por um valor de frequência acima e próxima a 1 MHz, prevendo o uso futuro do sistema para medições multifrequenciais.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi \times 1,5 \cdot 10^3 \times 100 \cdot 10^{-12}} \approx 1,062 \text{ MHz} \quad (3.9)$$

Vale ressaltar que os resistores R25 e R28 estão presentes no esquemático porque algumas aplicações com amplificadores de instrumentação exigem o seu uso (TEXAS INSTRUMENTS, 2018). Com o objetivo de tornar o circuito genérico, tais resistores foram mantidos, porém, com a indicação de não serem montados na placa eletrônica para esse projeto.

A simulação desse bloco do sistema pode ser vista na Figura 57, onde *vin* (verde) é o sinal proveniente da diferença de potencial resultante nos eletrodos, diretamente na entrada do INA828IDR e *vout* (azul) é o sinal amplificado e com nível CC na entrada do ADC, após estágios de filtragem.

Figura 57 – Simulação SPICE do circuito do bloco da medição da tensão, no LTspice.



Fonte: O autor (2021).

3.1.4 Multiplexação do canal de medição e quantidade de eletrodos

Ao longo do projeto e desenvolvimento desse sistema, optou-se por utilizar uma única fonte de corrente, assim como um único medidor de tensão, ao invés de implementar N fontes e voltímetros para N eletrodos do sistema. Em vista desse fator, fez-se necessário implementar um circuito multiplexador capaz de realizar a interface entre a eletrônica e os eletrodos.

No desenvolvimento desta etapa do projeto, buscou-se na literatura a respeito da quantidade de eletrodos utilizados nos sistemas de TIE em geral, informação essa que impacta diretamente no sistema de multiplexação, na quantidade de canais disponíveis e, portanto, na escolha dos componentes eletrônicos. Com base nos trabalhos apresentados na Seção 2.4, tem-se o resultado da pesquisa na Tabela 8.

Tabela 8 – Amplificadores utilizados para leitura de tensão.

Autor (ano)	Quantidade de eletrodos
Brown e Seagar (1987)	16
Murphy et al. (1987)	16
Maltron (20-?)	8
Yerworth et al. (2002)	64
Teschner, Imhoff e Leonhardt (2015)	16
OpenEIT (201-?)	8, 16 ou 32
GE (2019)	32
Zhang, Xiao e Harrison (2016)	8, 16 ou 32
Pereira (2013)	32
Moro (2014)	16

Fonte: O autor (2021).

A escolha da quantidade de eletrodos que o sistema pode suportar impacta, conse-

quentemente, na seleção de um circuito integrado multiplexador. O contrário também é verdadeiro, uma vez que o custo-benefício do CI é um critério importante na escolha do componente. Por exemplo, Moro (2014) usa o CI ADG1406, enquanto OpenEIT (201-?) e Zhang, Xiao e Harrison (2016) utilizam o ADG732. O primeiro possui 16 canais de multiplexação, enquanto o segundo é capaz de multiplexar até 32 barramentos. Ambos são controlados por pinos de endereçamento ($A_0, A_1, A_2, \dots, A_n$)³, possuem pino de EN (*enable*), operam no formato *rail-to-rail*⁴ e estão precificados⁵ na faixa de \$ 11 a \$ 13.

Para realizar a multiplexação dos canais, optou-se pelo CI MUX506IPWR, da Texas Instruments, que conta com 16 canais de multiplexação, pinos de controle por endereçamento e EN do circuito (TEXAS INSTRUMENTS, 2017). Diferentemente dos supracitados, esse componente é encontrado na faixa dos US\$ 4, cerca de três vezes menos custo de compra. Dessa forma, o presente sistema de TIE pode trabalhar tanto numa configuração com 8 eletrodos, como com 16. A Tabela 9 mostra um comparativo de algumas características dos componentes aqui discutidos.

Tabela 9 – Amplificadores utilizados para leitura de tensão.

CI	Nº de canais	R_{in}	C_{in}	Preço (1 un.)
ADG1406	16	9,5 Ω	3 pF	US\$ 11,70
ADG732BCPZ	32	4 Ω	5 pF	US\$ 12,59
MUX506IPWR	16	125 Ω	8,7 pF	US\$ 3,89

Fonte: O autor (2021).

Na possibilidade de trabalhar com diferentes formas de injeção da corrente elétrica e medição da tensão resultante nos eletrodos, foi implementado um sistema de multiplexação tanto para a fonte de corrente, quanto para o voltímetro. No caso da FCCT, uma vez que a saída é diferencial, I_{OUT+} é controlado por um multiplexador e I_{OUT-} por outro. Da mesma forma, no amplificador de instrumentação, que possui entrada diferencial, a parte positiva é multiplexada por um CI e a parte negativa por outro. O circuito completo pode ser visto no Apêndice A.

3.1.5 Microcontrolador

Com o intuito de controlar o sistema de TIE projetado - ajuste da frequência senoidal do CI gerador, acionamento e endereçamento dos canais de multiplexação e medição da tensão resultante nos eletrodos -, optou-se por se utilizar um microcontrolador.

Alguns autores utilizaram microcontroladores em seus projetos com TIE e/ou bioim-

³ n , onde $2^{n+1} = n^{\circ}$ de canais possíveis de serem multiplexados.

⁴De acordo com Texas Instruments (1999), amplificadores operacionais *rail-to-rail* fazem uso de toda a faixa de alimentação para condicionar o sinal na saída.

⁵Valores retirados de Mouser Electronics, em 02 nov. 2021.

pedância. Moro (2014) e Pereira (2013) usaram o Arduino Mega 2560, uma plataforma baseada no microcontrolador de 8 bits ATmega2560, da Microchip. Zhang, Xiao e Harrison (2016) usaram o CI MK20DX256VLH7, da NXP, o qual possui uma fonte de corrente controlável interna ao encapsulamento. Novello (2019) fez uso do microcontrolador de 8 bits STM8S003F3, da STMicroelectronics. Por fim, Peres (2020) utilizou o módulo ESP32-WROOM-32, da Espressif, que contém o SoC (*System-on-a-Chip*) ESP32-D0WDQ6. A Tabela 10 mostra um comparativo dos microcontroladores citados.

Tabela 10 – Microcontroladores utilizados na literatura.

CI	f_{max} de operação	Resolução do ADC	Autor(es)
ATmega2560 (Arduino Mega 2560)	16 MHz	10 bits	Moro (2014) e Pereira (2013)
MK20DX256VLH7	32 MHz	16 bits	Zhang, Xiao e Harrison (2016)
STM8S003F3	16 MHz	10 bits	Novello (2019)
ESP32-D0WDQ6 (ESP32-WROOM-32)	240 MHz	12 bits	Peres (2020)

Fonte: O autor (2021).

Desta forma, mediante a pesquisa realizada acerca das características, foi escolhida a plataforma Blue Pill (v. Anexo A), que conta com o microcontrolador STM32F103C8T6, de 32 bits, da STMicroelectronics. Trata-se de um CI projetado com o núcleo ARM[®] Cortex[®]-M3, podendo trabalhar a uma frequência máxima de 72 MHz, com uma alimentação de 2V a 3,6V. Possui periféricos como TIMERS, USB 2.0 e ADC de 12 bits, com esse último trabalhando a uma frequência de até 14 MHz. O esquemático eletrônico referente ao presente projeto pode ser visto no Apêndice A.

3.1.5.1 Leitura da tensão e Conversor Analógico-Digital (ADC)

Uma vez que a aplicação exige medição da tensão elétrica resultante da injeção de uma corrente senoidal em um meio condutivo, fez-se uso do ADC do microcontrolador para amostragem e coleta do sinal. Algumas características se mostram importantes nesse contexto:

- Frequência de amostragem (f_S);
- Resolução do ADC;
- Quantidade de amostras (N_S);
- Cálculo da média dos valores amostrados.

Como já dito anteriormente, o microcontrolador escolhido - o STM32F103C8T6 - conta com um ADC que trabalha com uma resolução de 12 bits a uma frequência máxima de 14 MHz. Optou-se por um período de amostragem (T_s) de $5\mu s$, isto é, uma frequência de amostragem (f_s) de 200 kHz, de tal forma que a máxima frequência do sinal lido (f_{signal}) deve ser de 100 kHz, pelo teorema de Nyquist (v. Equação 3.10) (ALEXANDER; SADIKU, 2013). Sabendo da resolução do periférico e que este é alimentado com uma tensão elétrica de 3,3V, tem-se a resolução da leitura na aplicação (Res_{app}) a partir da Equação 3.11, em $\mu V/bit$. Para saber a tensão resultante, basta multiplicar Res_{app} pelo valor decimal discretizado pelo ADC, conforme Equação 3.12.

$$\frac{1}{T_s} = f_s \geq 2 \times f_{signal} \quad (3.10)$$

$$Res_{app} = \frac{VCC}{2^n} = \frac{3,3V}{2^{12}} \approx 805,7\mu V/bit \quad (3.11)$$

$$V_{app} = Res_{app} \times d_{ADC} \quad (3.12)$$

Com relação ao número de amostras e cálculo da média dos valores coletados, seguiu-se as diretrizes de Zhang, Xiao e Harrison (2016), isto é, fez-se o cálculo do valor RMS de um total de 250 amostras adquiridas, para cada combinação dos eletrodos na injeção da corrente e medição da tensão. O código desenvolvido para essa função pode ser visto no Apêndice B.

3.1.6 Método de injeção de corrente elétrica e medição da tensão resultante

Como visto na Seção 2.3.5, existem alguns métodos de injeção da corrente elétrica em um meio condutivo, bem como da medição da tensão resultante nos eletrodos desse meio. São eles:

- Método Bipolar (ou Sistema de Dois Eletrodos);
- Método Tetrapolar (ou Sistema de Quatro Eletrodos);
- Método Adjacente (ou Vizinho);
- Método Cruzado (ou Diagonal);
- Método Oposto (ou Polar);
- Método Adaptativo (ou Trigonométrico).

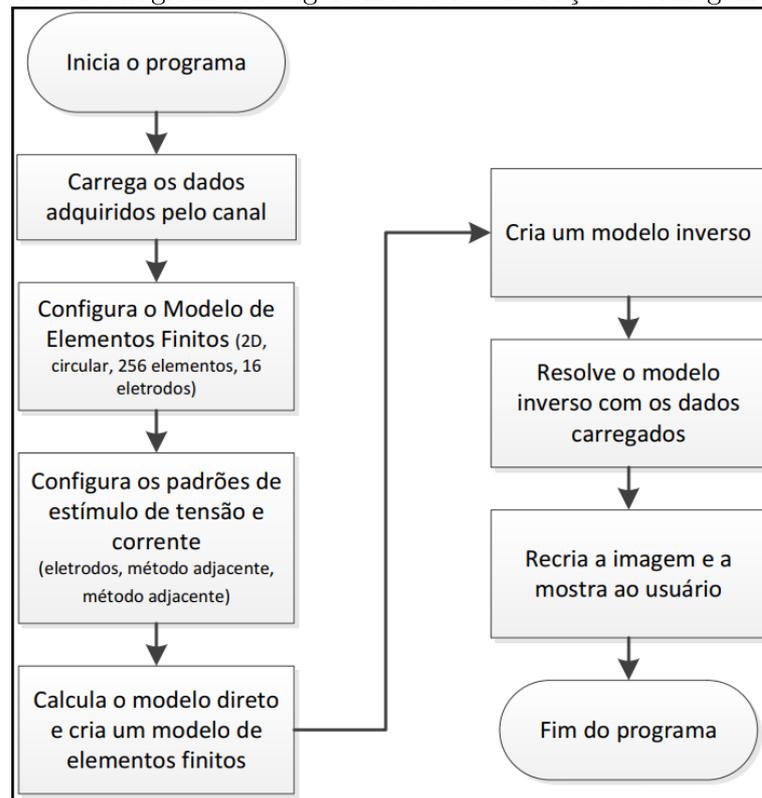
No presente trabalho, optou-se por trabalhar com o Método Adjacente (ou Vizinho), metodologia utilizada por Brown e Seagar (1987), Zhang, Xiao e Harrison (2016), Teschner, Imhoff e Leonhardt (2015) e Moro (2014), em seus sistemas de TIE. Apesar disso, no

formato em que o sistema de TIE desse trabalho foi concebido, qualquer um dos métodos supracitados podem ser implementados, o que possibilita futuros estudos e aplicações nesse tópico.

3.1.7 Reconstrução da imagem de TIE e *phantom*

Por fim, após todas as etapas supracitadas, focou-se na reconstrução da imagem. No presente trabalho, optou-se por utilizar o *software* EIDORS, o qual pode ser integrado ao ambiente do *software* Octave, ambos *open-source*. Nesta etapa do processo, seguiu-se as diretrizes de Moro (2014), quanto ao algoritmo utilizado na reconstrução da imagem, isto é, o *back-projection*. O seu fluxograma pode ser visto na Figura 58 e o código pode ser encontrado no Apêndice C.

Figura 58 – Fluxograma do algoritmo de reconstrução da imagem de TIE.

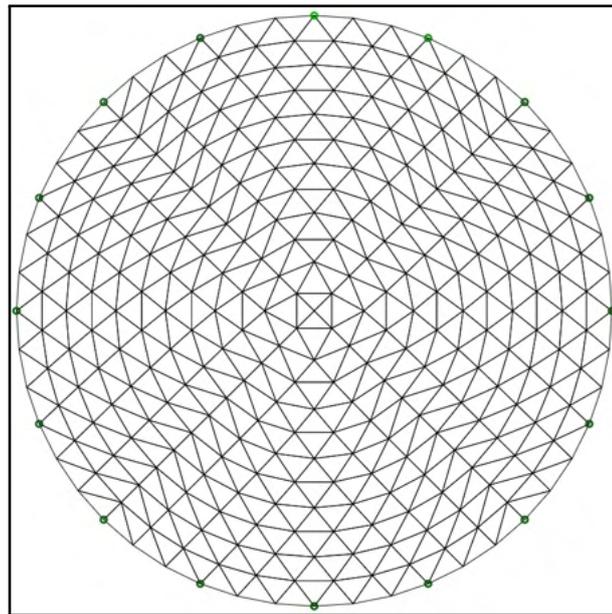


Fonte: MORO (2014).

Devido à escolha do algoritmo e, conseqüentemente, do método de reconstrução da imagem, foi necessário fazer dois conjuntos de medidas em todos os testes. O primeiro consiste em coletar os dados no qual o *phantom* contém apenas o meio condutor - neste caso, a água -, sem qualquer objeto em seu interior, enquanto o segundo conjunto de medidas consiste em coletar os dados com a presença de um ou mais objetos dentro do *phantom*. Dessa forma, a partir dos dois conjuntos de dados, é possível realizar a reconstrução da imagem pela diferença dos sinais coletados.

Tais imagens são geradas a partir de um modelo FEM (v. Seção 2.3.7), onde a mudança na condutividade do meio ocasiona uma alteração na coloração da imagem final gerada. No caso em que ambos os conjuntos de dados são iguais, a imagem reconstruída é um modelo FEM totalmente branco, como mostra a Figura 59. Caso contrário, a presença de um objeto no segundo conjunto de medidas implica na alteração dos valores de tensão lidos e, conseqüentemente, na geração de uma imagem com um borrão na região do objeto inserido no *phantom*.

Figura 59 – Imagem reconstruída a partir de dois conjuntos de dados iguais, com o algoritmo *back-projection*.



Fonte: O autor (2021).

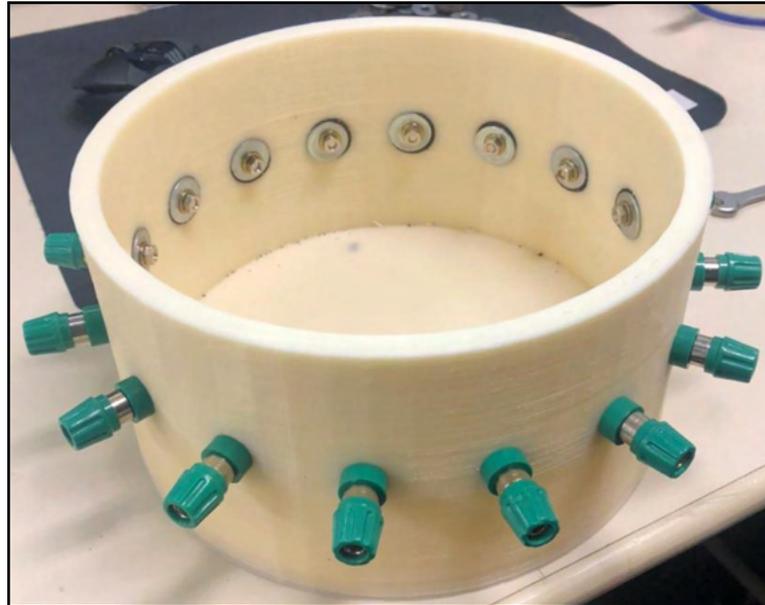
3.1.8 Testes e *phantom*

Uma vez escolhido o algoritmo de reconstrução da imagem e conhecendo o modelo FEM utilizado, buscou-se uma forma de testar a aplicação em um meio físico real. De acordo com Gagnon, Hartinger e Guardo (2008), *phantoms* geralmente são utilizados para avaliar a performance de sistemas de TIE. Diante disso, os testes do sistema projetado foram realizados utilizando um *phantom* desenvolvido nos laboratórios de Engenharia Mecânica da Universidade de Caxias do Sul (UCS), no Campus Universitário da Região dos Vinhedos (CARVI). O objeto foi projetado e confeccionado pelo funcionário Andrei Cezar Davis e pode ser visto na Figura 60. Trata-se de um *phantom* físico, cujo meio a ser analisado consiste em um gel condutivo ou material salinizado (GAGNON; HARTINGER; GUARDO, 2008).

As características desse *phantom* são:

- **Altura:** 100 mm;

Figura 60 – *Phantom* desenvolvido nos laboratórios da UCS/CARVI.



Fonte: O autor (2021).

- **Diâmetro:** 200 mm;
- **Material:** Plástico ABS⁶;
- **Quantidade de eletrodos:** 16;
- **Conexões:** bornes banana;
- **Massa total:** 716 g.

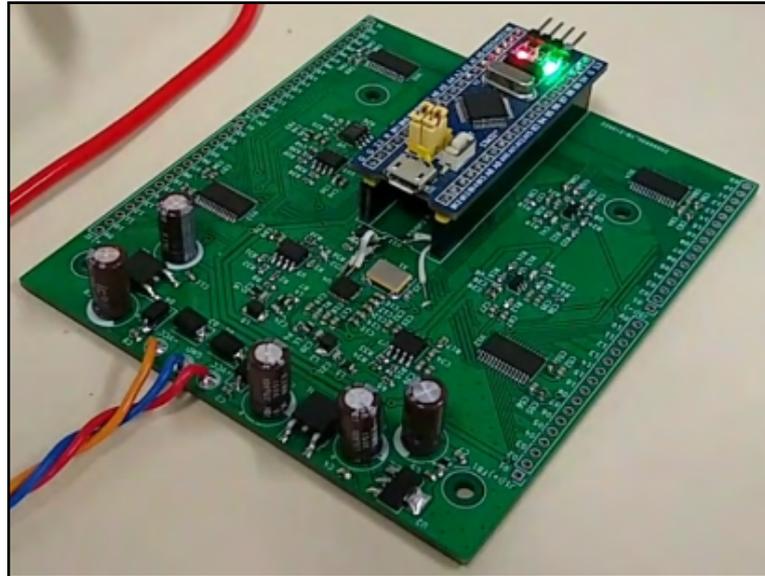
O meio condutivo usado para possibilitar a injeção da corrente elétrica e leitura de tensão resultante foi a água, ora salinizada, ora não salinizada. Com o objetivo de perceber algum resultado nas imagens reconstruídas, foram utilizados canos de PVC de 2,5 mm de espessura e 40 mm de diâmetro.

3.2 IMPLEMENTAÇÃO DO SISTEMA DE TIE

Uma vez projetados os circuitos eletrônicos de cada um dos blocos do sistema, definido o algoritmo a ser utilizado na reconstrução da imagem e definido o *phantom* para os testes do sistema, partiu-se para a implementação do protótipo de TIE. Nesta etapa, desenvolveu-se o *layout* da placa de circuito impresso (PCI) referente aos esquemáticos eletrônicos apresentados até aqui. Para tanto, foi utilizado o KiCad, um *software open-source* para criação de esquemas de circuitos eletrônicos e desenvolvimento de PCIs. A Figura 61 mostra a PCI desenvolvida após fabricação e montagem dos componentes.

⁶Acrylonitrile butadiene styrene

Figura 61 – Placa de circuito impresso do protótipo, após fabricação e montagem dos componentes.



Fonte: O autor (2021).

A partir disso, foram realizadas as conexões entre o *phantom* e a PCI. No *phantom*, as conexões foram feitas utilizando-se bornes e conectores do tipo banana, enquanto na PCI as conexões foram feitas com solda diretamente nos conectores de saída do sistema de multiplexação. O protótipo completo do sistema de TIE fora montado em uma bancada de laboratório e pode ser visto na Figura 62.

Figura 62 – Protótipo do sistema de TIE, montado em bancada.



Fonte: O autor (2021).

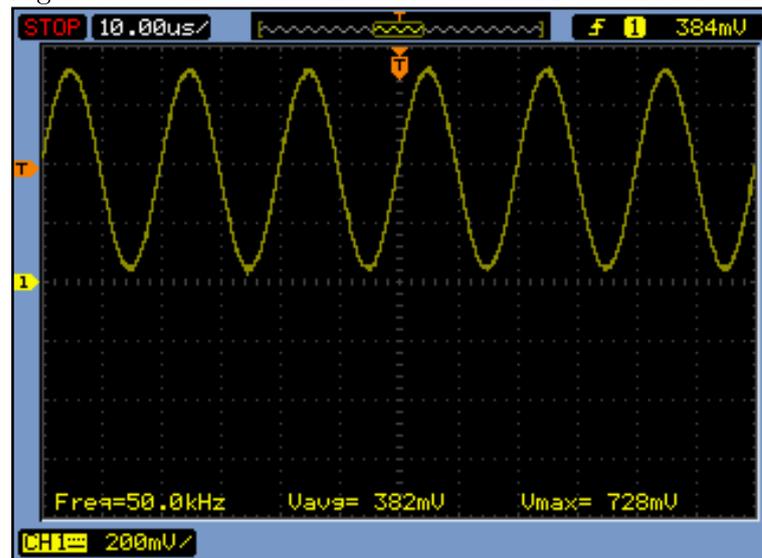
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo, tem-se como objetivo apresentar os resultados obtidos a partir da implementação do protótipo de TIE e dos testes realizados com base na metodologia experimental descrita ao longo do Capítulo 3. Cada seção a seguir descreve e discute as respostas obtidas em cada bloco do sistema de TIE proposto na metodologia (v. Figura 51), a começar pela geração do sinal senoidal de referência.

4.1 GERAÇÃO DO SINAL SENOIDAL DE REFERÊNCIA

Conforme visto na Seção 3.1.1, esperava-se obter, na saída do gerador AD9838ACPZ-RL7, um sinal senoidal de 709 mV_{pp} e nível médio de 355 mV . Dada a frequência escolhida neste projeto - 50 kHz -, obteve-se o resultado visto na Figura 63, uma senoide de 728 mV_{pp} contendo um nível CC de 382 mV .

Figura 63 – Sinal obtido na saída do CI AD9838ACPZ-RL7.



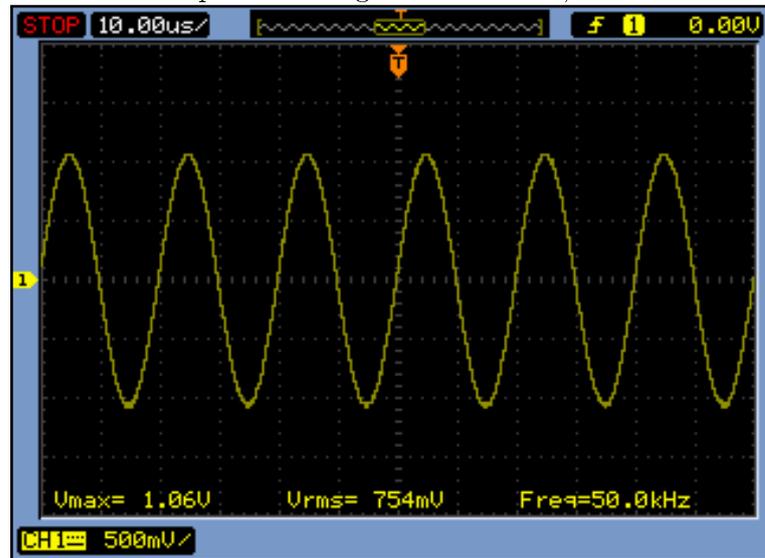
Fonte: O autor (2021).

4.2 FONTE DE CORRENTE CONTROLADA POR TENSÃO

Conforme visto na Seção 3.1.2, uma vez que a FCCT fora projetada para uma saída de 1 mA_p , fez-se necessário amplificar o sinal proveniente do gerador senoidal. Para tanto, implementou-se o circuito da Figura 54, resultando na forma de onda que pode ser vista na Figura 64, medida no pino de saída (pino 7) do TL072.

Sabendo da saída diferencial pertinente à topologia da fonte, fez-se necessário medir ambas as saídas - com referência ao terra do circuito - e, então, realizar a operação matemática de subtração para obter, assim, a forma de onda da FCCT sobre a carga

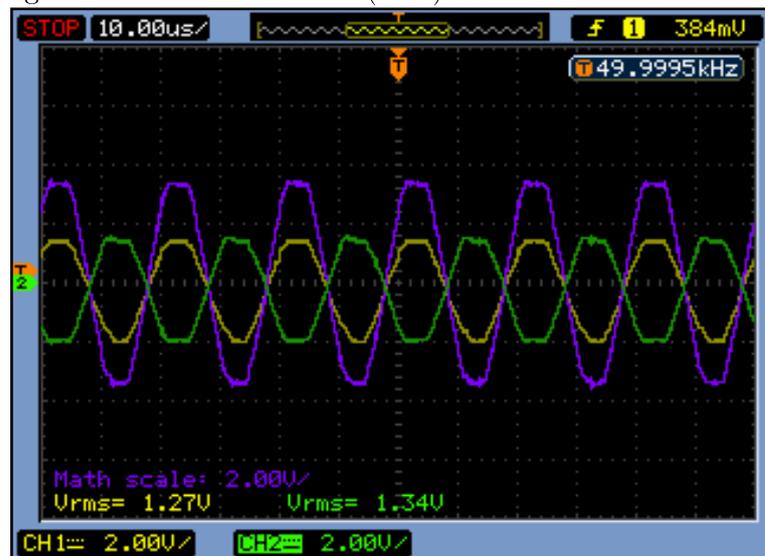
Figura 64 – Sinal amplificado do gerador senoidal, na entrada da FCCT.



Fonte: O autor (2021).

(nesse caso, a água no interior do *phantom*). Para tanto, foi utilizado um osciloscópio, duas ponteiros de prova e a operação de subtração presente no menu MATH do equipamento. O resultado pode ser visto na Figura 65, onde a forma de onda em amarelo foi medida no eletrodo 1, a forma de onda em verde foi medida no eletrodo 2 e a forma de onda em roxo é o resultado da subtração de ambos os sinais. Vale ressaltar que, pelo fato de essas medidas terem sido realizadas diretamente nos eletrodos, o sistema de multiplexação para a fonte de corrente funcionou conforme o projetado.

Figura 65 – Sinal diferencial (roxo) obtido na saída da FCCT.

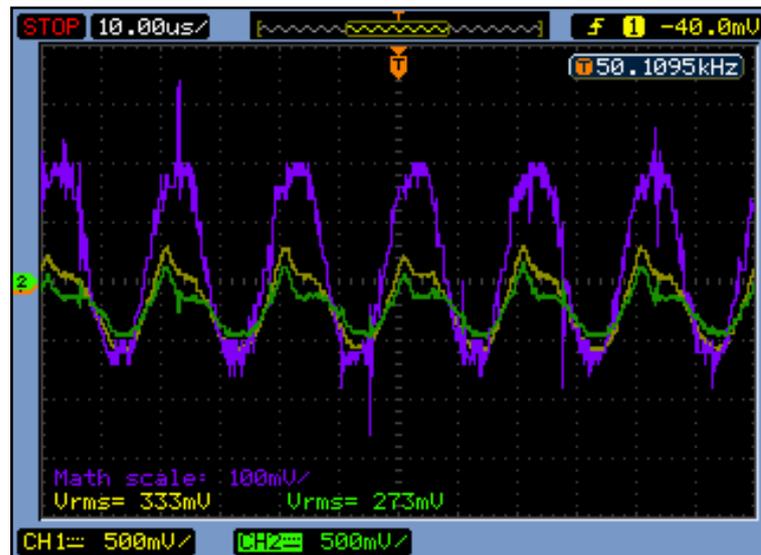


Fonte: O autor (2021).

4.3 MEDIÇÃO DA TENSÃO

Nesta etapa do projeto, os testes foram realizados injetando a corrente elétrica senoidal nos eletrodos 1 e 2, e medindo a diferença de potencial resultante nos eletrodos 3 e 4 - estes já conectados à entrada do amplificador de instrumentação pelo sistema de multiplexação. A medição foi feita da mesma forma como na FCCT, isto é, fazendo uso de osciloscópio e ponteiros referenciadas ao terra do circuito, e subtraindo um sinal do outro para obter a forma de onda diferencial da tensão. A resposta pode ser vista na Figura 66, onde a forma de onda em amarelo e verde foram medidas nos eletrodos 3 e 4, respectivamente, e a forma de onda em roxo é o resultado da subtração de ambos os sinais.

Figura 66 – Diferença de potencial (roxo) medida nos eletrodos 3 e 4, conectados ao amplificador de instrumentação.

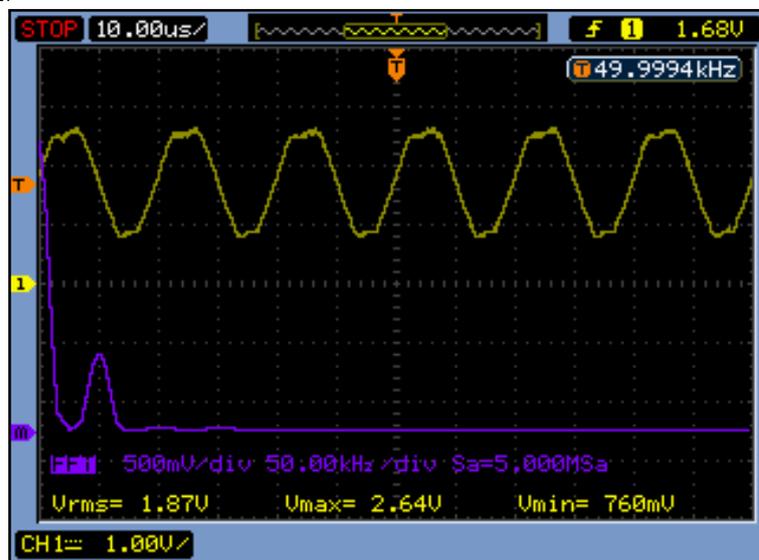


Fonte: O autor (2021).

Uma vez verificada a presença do sinal no meio condutivo presente no interior do *phantom*, medindo diretamente nos eletrodos, averiguou-se a presença do sinal após os circuitos de amplificação, *buffer* e filtros passa-baixas (v. Figura 56). Na entrada do ADC do microcontrolador, esperava-se uma senoide com nível CC de 1,65 V com valor de amplitude V_o dada pela Equação 4.1, onde G é o ganho do amplificador de instrumentação (v. Seção 3.1.3) e V_{in} é a forma de onda senoidal (roxo) da Figura 66, considerando uma tensão de pico de, aproximadamente, 200 mV. O sinal de resposta obtido na entrada do ADC pode ser visto na Figura 67, em amarelo, juntamente com a resposta em frequência do sinal, em roxo, obtida por meio da *Fast Fourier Transform* (FFT) do osciloscópio. Nota-se a presença das 2^a e 3^a harmônicas do sinal, devido ao achatamento existente na onda em análise.

$$V_o = V_{in} \times G = 200mV_p \times 6V/V = 1,2V_p \quad (4.1)$$

Figura 67 – Sinal obtido na entrada do ADC do microcontrolador, após estágios de amplificação, *buffer* e filtragem.



Fonte: O autor (2021).

4.4 RECONSTRUÇÃO DA IMAGEM DE TIE

Terminada a validação de todas as etapas anteriores - geração do sinal senoidal de referência, fonte de corrente controlada por tensão e medição da diferença de potencial resultante - buscou-se, por fim, fazer a reconstrução da imagem do interior do *phantom*. Vale ressaltar que, embora o sistema de multiplexação tenha sido parcialmente validado na Seção 4.2, a validação completa desse bloco é realizada nesta etapa, uma vez que a imagem reconstruída é resultado da sequência correta de multiplexação, de acordo com o método de injeção de corrente e leitura da tensão escolhido.

Para que o sistema funcionasse de acordo com o projetado, foi necessário desenvolver um *firmware* que atendesse as especificações propostas até aqui, isto é, frequência do sinal em 50 kHz e Método Adjacente (ou Vizinho) para injeção da corrente e leitura da tensão resultante. O código completo pode ser encontrado na nuvem¹. Vale ressaltar que o tempo de aquisição de cada conjunto de medidas - lembrando que são dois os conjuntos - foi de, aproximadamente, 10 segundos.

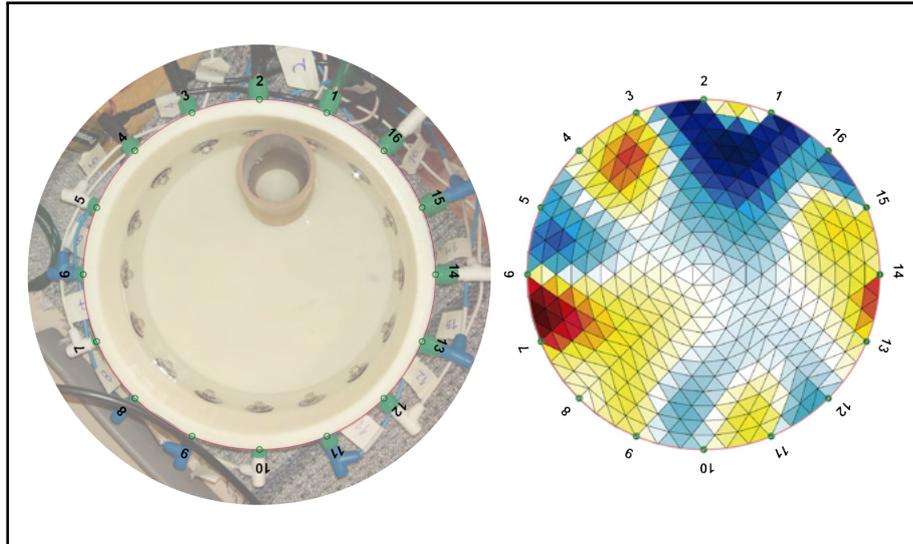
Foram realizados quatro testes distintos e, portanto, geradas quatro diferentes imagens. Cada uma delas será abordada nas subseções a seguir, relatando suas características e especificações, assim como discutindo os resultados obtidos.

¹<https://drive.google.com/drive/folders/12HWPEs9uwVITjDdaIsGe1utgTotPP86t?usp=sharing>

4.4.1 Imagem I

O primeiro *setup* de testes se deu utilizando apenas um cano de PVC inserido no interior do meio condutivo, próximo ao par de eletrodos 1-2. A Figura 68 mostra esse *setup* no *phantom* (à esquerda), assim como a imagem reconstruída no *software* EIDORS (à direita).

Figura 68 – Imagem reconstruída a partir do primeiro *setup* de testes.



Fonte: O autor (2021).

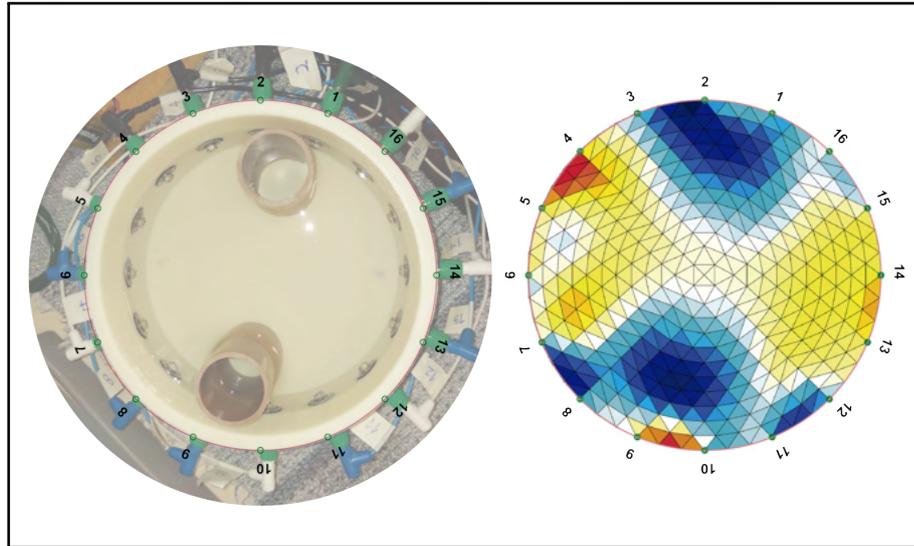
Na imagem reconstruída, é possível notar uma região em azul escuro, próxima ao par de eletrodos 1-2, posição essa em que o cano de PVC fora colocado no *phantom*. Ainda, é perceptível a presença de diferentes cores em outras regiões da imagem, indicando uma variação na condutividade do meio, o que apontaria a presença de outros objetos no interior do meio condutivo, de forma errônea, neste caso. Isso pode se dar por erros presentes ao longo das etapas, isto é, leitura da tensão, processamento dos dados e algoritmo de reconstrução da imagem. O achatamento na forma de onda da corrente injetada é um dos possíveis causadores desses erros.

4.4.2 Imagem II

O segundo *setup* de testes se deu utilizando dois canos de PVC inseridos no interior do meio condutivo, próximos aos pares de eletrodos 1-2 e 9-10. A Figura 69 mostra esse *setup* no *phantom* (à esquerda), assim como a imagem reconstruída no *software* EIDORS (à direita).

Na imagem reconstruída, é possível notar duas regiões em azul escuro. Uma delas próxima ao par de eletrodos 1-2, enquanto a outra perto do par 9-10. Essas regiões representam as posições em que os canos de PVC foram colocados no *phantom*. As demais

Figura 69 – Imagem reconstruída a partir do segundo *setup* de testes.



Fonte: O autor (2021).

regiões da imagem reconstruída possuem menos variação de coloração quando comparado às cores da Imagem I, apesar de ainda existentes. Isso se dá, provavelmente, devido à baixa condutividade da água e erros nas medições adquiridas.

4.4.3 Imagem III

Com o intuito de tentar reduzir a variação de coloração nas regiões onde não há a presença de canos de PVC, isto é, buscando aumentar a condutividade do meio e reduzir os erros de medida, fez-se o terceiro teste adicionando sal de cozinha (NaCl) na água. A quantidade de sal utilizada foi de 10 g para 1405 g (1,405 L) de água. Tais valores foram medidos utilizando uma balança, zerando a tara toda vez que um novo elemento fosse adicionado ao *phantom*. A Figura 70 mostra as medidas realizadas.

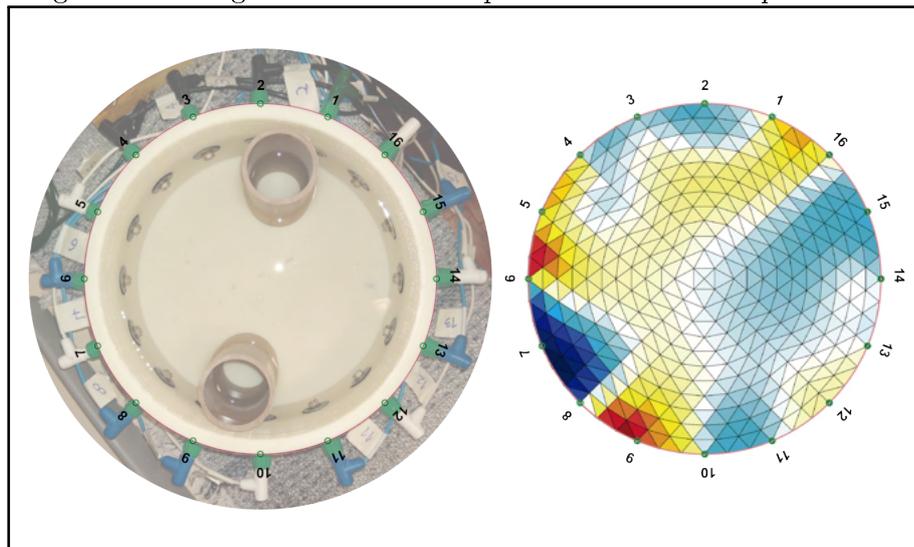
Esse teste seguiu o formato do anterior, isto é, dois canos de PVC inseridos no interior do meio condutivo, próximos aos pares de eletrodos 1-2 e 9-10. A Figura 71 mostra esse *setup* no *phantom* (à esquerda), assim como a imagem reconstruída no *software* EIDORS (à direita).

Figura 70 – Medidas das massas do sal e água colocados no *phantom*.



Fonte: O autor (2021).

Figura 71 – Imagem reconstruída a partir do terceiro *setup* de testes.



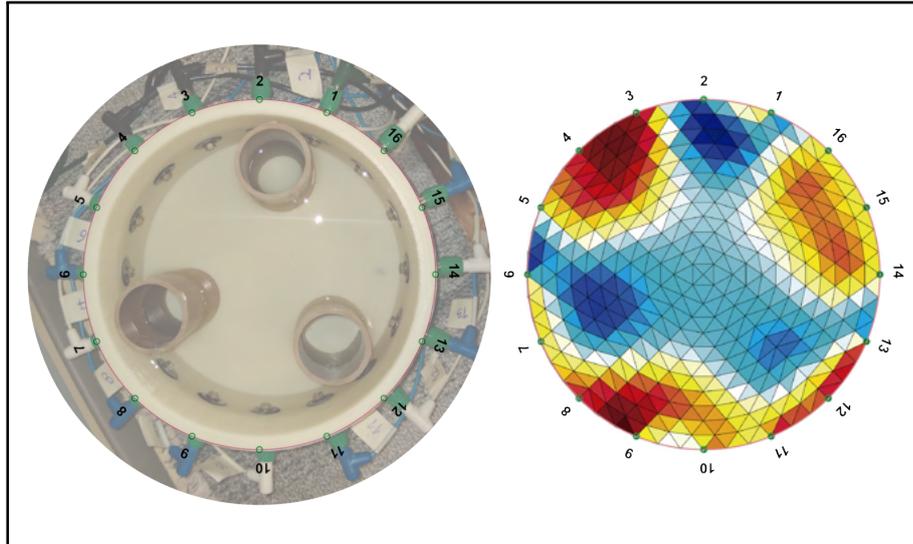
Fonte: O autor (2021).

Na imagem reconstruída, é possível notar uma região em azul escuro, próxima ao par de eletrodos 7-8, o que representaria a posição real do objeto no *phantom*. No entanto, essa representação é errônea. A imagem reconstruída não possui borrões nas regiões que deveria, isto é, próximo aos pares de eletrodos 1-2 e 9-10. Possivelmente, isso se deu por conta do acréscimo de sal na água, o que aumentou a condutividade do meio além do esperado, provocando erros na leitura das tensões, e consequentemente, na reconstrução da imagem.

4.4.4 Imagem IV

O quarto, e último, *setup* de testes se deu utilizando três canos de PVC inseridos no interior do meio condutivo, um deles próximo ao par de eletrodos 1-2, e os outros dois próximos aos eletrodos 7 e 12. A Figura 72 mostra esse *setup* no *phantom* (à esquerda), assim como a imagem reconstruída no *software* EIDORS (à direita).

Figura 72 – Imagem reconstruída a partir do primeiro *setup* de testes.



Fonte: O autor (2021).

Na imagem reconstruída, é possível notar três regiões em azul escuro, próximas ao par de eletrodos 1-2 e eletrodos 7 e 12, posições essas em que os canos de PVC foram colocados no *phantom*. Assim como nas Imagens I e II, percebe-se a presença de diferentes cores em regiões onde não há obstáculos, o que implica, assim como os resultados anteriores, em erros de medidas associados ao experimento.

5 CONCLUSÕES

A Tomografia por Impedância Elétrica é uma técnica não-invasiva de obtenção de imagens que complementa as já existentes formas de monitoramento do corpo humano, como a Tomografia Computadorizada, por exemplo. Uma vez que a TIE possui características como o não uso de radiação ionizante, possibilidade de aplicações à beira-leito e imagens em "tempo real", a técnica tem sido estudada e aprimorada desde Barber e Brown (1984) até o presente momento, inclusive, por meio deste trabalho.

Nesta monografia, foi apresentado o projeto e a implementação de um protótipo de TIE capaz de realizar a reconstrução da imagem de um meio condutivo, inserido em um *phantom*, por meio de um algoritmo pré-existente na literatura. Para tanto, inicialmente, foi necessário realizar uma revisão bibliográfica capaz de fundamentar os conceitos básicos da técnica e do seu entorno, como bioimpedância, reconstrução de imagens e canal de medição de bioimpedância. Neste último, ainda, foi preciso entender, simular e projetar circuitos eletrônicos capazes de injetar corrente senoidal em um *phantom*, ler a tensão resultante no meio condutivo e tratar os dados para, posteriormente, realizar a reconstrução da imagem, através de *software*.

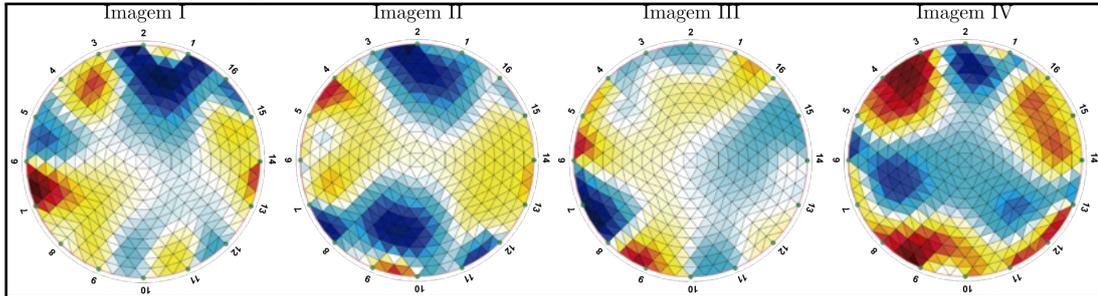
Diferentemente de outros projetos apresentados ao longo do texto, o protótipo de TIE desenvolvido neste trabalho é constituído de apenas um único *hardware*, contendo gerador da senoide de referência, fonte de corrente controlada por tensão, voltímetro e sistema de multiplexação em uma única placa de circuito impresso.

O gerador foi projetado utilizando o circuito integrado AD9838ACPZ-RL7, que é capaz de gerar frequências desde poucos Hz até alguns MHz. Apesar da possibilidade de múltiplas frequências, os testes foram realizados apenas com 50 kHz. A FCCT foi implementada com o CI AD8001ARTZ-REEL7 e baseada na *Mirrored Modified Howland Current Source*, cuja topologia consiste em uma fonte de corrente com saída diferencial. O voltímetro foi desenvolvido a partir do amplificador de instrumentação INA828IDR, possibilitando entrada diferencial, inserção de nível CC na resposta e saída referenciada ao terra do circuito. O sistema de multiplexação foi feito tanto para a FCCT, quanto para o voltímetro, utilizando o MUX506IPWR visando 16 eletrodos de conexões. Por fim, o microcontrolador utilizado foi o STM32F103C8T6, que fez o controle de entradas e saídas, assim como o processamento dos dados.

O *firmware* foi desenvolvido com base no Método Adjacente (ou Vizinho) de injeção de corrente e leitura da tensão. Apesar disso, a estrutura do sistema permite a utilização de outros métodos de medição, dado o sistema de multiplexação, a FCCT e o voltímetro projetados. O resultado da junção de todos esses blocos descritos se encontra na Figura 73, onde podem ser vistas todas as imagens reconstruídas com o *software* EIDORS, a partir dos dados coletados nos quatro testes realizados. É possível afirmar que as Imagens I, II e IV são uma representação dos seus respectivos *setups* de testes, com os objetos inseridos

no interior do *phantom*, validando o sistema de TIE proposto neste trabalho.

Figura 73 – Conjunto de imagens obtido nos testes.



Fonte: O autor (2021).

Alguns problemas foram encontrados ao longo do projeto, como o achatamento na forma de onda da corrente, na saída da FCCT, e, conseqüentemente, nos circuitos seguintes, assim como borrões azuis e/ou vermelhos em regiões das imagens reconstruídas que deveriam ser brancas. Embora não correlacionados aqui, é possível que o primeiro problema esteja influenciando no segundo. Com o intuito de buscar resolvê-los e apontar melhorias nas demais etapas do projeto, seguem algumas sugestões para futuros trabalhos.

Dado esse achatamento nas formas de onda da corrente e tensão, sugere-se utilizar resistores de precisão na FCCT e/ou buscar uma alternativa para o circuito integrado utilizado na fonte. Na frequência atual de 50 kHz, é possível utilizar um TL072 para implementar a FCCT. Além de reduzir o número de componentes, reduz-se o comprimento das trilhas e, conseqüentemente, capacitâncias parasitas que possam estar influenciando negativamente na resposta do sistema.

Uma vez utilizando um gerador senoidal integrado - neste caso, o AD9838ACPZ-RL7 -, sugere-se a realização de mais testes com o *phantom* e os canos de PVC, variando a frequência para valores abaixo de 100 kHz, comparando com as imagens atuais de 50 kHz. Essas frequências podem ser utilizadas sem a necessidade de alteração de *firmware*, uma vez que a frequência de amostragem do sistema é de 200 kHz, levando em consideração a frequência de Nyquist.

No tocante à amplitude dos sinais ao longo dos blocos do sistema, sugere-se que sejam utilizados potenciômetros digitais nos estágios de filtros passivos e nos circuitos de amplificação - incluindo o amplificador de instrumentação -, possibilitando diferentes valores na corrente de saída, ganhos mais elevados na leitura da tensão - quando necessário - e flexibilidade para o ajuste da frequência de corte dos filtros. Dessa forma, é possível implementar um sistema de TIE multifrequencial sem grandes alterações na topologia do *hardware*.

Visto que a FCCT e o voltímetro possuem saída e entrada diferencial, respectivamente, sugere-se que sejam explorados os demais métodos de injeção de corrente no *phantom* e leitura da tensão resultante, comparando os resultados com as imagens obtidas neste

trabalho. Não só isso, mas também realizar testes com o presente *hardware*, em uma configuração com 8 eletrodos, seguindo os *setups* de testes apresentados nos resultados e, da mesma forma, comparando com as imagens aqui obtidas.

Por fim, sugere-se explorar a usabilidade e as funções do *software* EIDORS, considerando a possibilidade de trabalhar com imagens tomográficas em 3D, a partir de N camadas de eletrodos no *phantom*. Para tanto, contudo, seria necessário implementar um novo *hardware* e/ou aprimorar o sistema de multiplexação, para chavear não só eletrodos, mas também camadas de eletrodos entre si.

REFERÊNCIAS

- ABBAS, Z.; SCOTTI, G.; OLIVIERI, M. Current Controlled Current Conveyor (CCCII) and Application using 65nm CMOS Technology. **World Academy of Science, Engineering and Technology**, [S.l.], v. 55, p. 935–939, July 2011.
- ADLER, A.; LIONHEART, W. R. B. Uses and abuses of EIDORS: an extensible software base for EIT. **Physiological Measurement**, [S.l.], v. 27, n. 5, p. S25–S42, Apr. 2006.
- AMGH Editora Ltda. (Ed.). **Fundamentos de Circuitos Elétricos**. [S.l.]: McGraw-Hill, 2013.
- ANALOG DEVICES. **Understanding Crosstalk in Analog Multiplexers**. 19–? n. AN35.
- ANALOG DEVICES. **800MHz, 50mW Current Feedback Amplifier: AD8001**. 2003. n. AD8001ARTZ-REEL7.
- ANALOG DEVICES. **11 mW Power, 2.3 V to 5.5 V, Complete DDS: AD9838**. 2011. n. AD9838. Rev. A.
- GEN-LTC, G. (Ed.). **Instrumentação e Fundamentos de Medidas**. [S.l.: s.n.], 2019. v. 1.
- BARBER, D. C.; BROWN, B. H. Applied potential tomography. **Journal of Physics E: Scientific Instruments**, [S.l.], v. 17, n. 9, p. 723–733, sep 1984.
- BAYFORD, R. H. Bioimpedance tomography (electrical impedance tomography). **Annual review of biomedical engineering**, [S.l.], v. 8, p. 63–91, 2006.
- BENABID, A. L. et al. Electrical impedance brain scanner: principles and preliminary results of simulation. **T.-I.-T. journal of life sciences**, [S.l.], v. 8, n. 1-2, p. 59–68, 1978.
- BERTEMES-FILHO, P. et al. Low power current sources for bioimpedance measurements: A comparison between Howland and OTA-based CMOS circuits. **Journal of Electrical Bioimpedance**, [S.l.], v. 3, p. 66–73, 07 2012.
- BROWN, B. H. Medical impedance tomography and process impedance tomography: a brief review. **Measurement Science and Technology**, [S.l.], v. 12, n. 8, p. 991–996, July 2001.
- BROWN, B. H.; SEAGAR, A. D. The Sheffield data collection system. **Clinical Physics and Physiological Measurement**, [S.l.], v. 8, n. 4A, p. 91–97, nov 1987.
- CAMPOROTA, L. Electrical Impedance Tomography. In: Dräger Advanced Ventilation Symposium, 2013, Royal Society of Medicine - London. **Anais...** [S.l.: s.n.], 2013.
- COELHO, C.; FLORES, P. S. Influência do tamanho do voxel na qualidade de imagem tomográfica: revisão de literatura. **RFO UPF**, [S.l.], v. 18, n. 3, p. 4, Dec. 2013.

ATENA (Ed.). Engenharia Elétrica e de Computação: Atividades Relacionadas com o Setor Científico e Tecnológico. In: _____. **Fontes de Corrente em Tomografia de Impedância Elétrica Multifrequencial**: Estado da Arte. [S.l.: s.n.], 2020. p. 135–147.

DRÄEGER. **Dräger PulmoVista 500 ICU Ventilation and Respiratory Monitoring**. 2019.

EIDORS. **EIDORS**: Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software. 2019.

FRANCO, S. **Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits**. 4. ed. [S.l.]: McGraw-Hill, Inc., 2002.

FU, Y. et al. Monitoring bronchoalveolar lavage with electrical impedance tomography: first experience in a patient with COVID-19. **Physiological Measurement**, [S.l.], v. 41, n. 8, p. 085008, sep 2020.

GAGNON, H.; HARTINGER, A.; GUARDO, R. A Phantom for Assessing the Performance of EIT Systems. In: 2008. **Anais...** [S.l.: s.n.], 2008.

GE. **Simultaneous Multiple Source Electrical Impedance Tomography**. 2019.

HENDERSON, R. P.; WEBSTER, J. G. An Impedance Camera for Spatially Specific Measurements of the Thorax. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, [S.l.], v. BME-25, n. 3, p. 250–254, 1978.

HOLDER, D. S. (Ed.). Introduction to biomedical electrical impedance tomography. In: _____. **Electrical Impedance Tomography**: Methods, History and Applications. [S.l.]: Institute of Physics, 2005. p. 423–449.

HOLDER, D. S. (Ed.). Brief introduction to bioimpedance. In: _____. **Electrical Impedance Tomography**: Methods, History and Applications. [S.l.]: Institute of Physics, 2005. p. 411–422.

HOLDER, D. S. (Ed.). **Electrical Impedance Tomography**: Methods, History and Applications. [S.l.]: Institute of Physics, 2005. v. 32.

HOROWITZ, P.; HILL, W. **The Art of Electronics**. USA: Cambridge University Press, 1989.

IVORRA CANO, A. **Contributions to the measurement of electrical impedance for living tissue ischemia injury monitoring**. 2005. — UPC, Departament d'Enginyeria Electrònica, 2005.

LIU, J. et al. The differential Howland current source with high signal to noise ratio for bioimpedance measurement system. **Review of Scientific Instruments**, [S.l.], v. 85, n. 5, p. 055111, 2014.

LTspice. 20–?

INSTITUTE, R. G. (Ed.). **Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields**. [S.l.]: Oxford University Press, 1995.

- MALTRON. **Electrical Impedance Tomography (EIT)**: Maltron Sheffield MK 3.5. 20-?
- MORO, L. C. **Desenvolvimento de um Tomógrafo por Impedância Elétrica**. 2014. — Universidade de Caxias do Sul (UCS), 2014.
- MURPHY, D. et al. Impedance imaging in the newborn. **Clinical Physics and Physiological Measurement**, [S.l.], v. 8, n. 4A, p. 131-140, nov 1987.
- NASIR, N.; AL AHMAD, M. Cells Electrical Characterization: Dielectric Properties, Mixture, and Modeling Theories. **Journal of Engineering**, [S.l.], v. 2020, p. 1-17, Jan. 2020.
- NETO, O. E. M. **Projeto de um Canal Multifrequencial de Medição de Bioimpedância**. 2011. — Universidade de Caxias do Sul (UCS), 2011.
- WEBSTER, J. G. (Ed.). Biopotential Amplifiers. In: _____. **Medical Instrumentation - Application and Design**. [S.l.]: John Wiley & Sons, 1998. p. 233-286.
- NOVELLO, D. C. **Desenvolvimento de um protótipo para transmissão de dados via *intra-body communication* por meio de acoplamento galvânico**. 2019. — Universidade de Caxias do Sul (UCS), 2019.
- WEBSTER, J. G. (Ed.). Electrical Safety. In: _____. **Medical Instrumentation - Application and Design**. [S.l.]: John Wiley & Sons, 1998. p. 623-358.
- OPENEIT. **Open source biomedical imaging - electrical impedance tomography**. 201-?
- PAN, F. et al. Time Course of Lung Changes at Chest CT during Recovery from Coronavirus Disease 2019 (COVID-19). **Radiology**, [S.l.], v. 295, n. 3, p. 715-721, 2020. PMID: 32053470.
- PEREIRA, C. A. M. **Desenvolvimento de um *front-end* Analógico para Tomografia por Impedância Elétrica**. 2013. — Universidade de Caxias do Sul (UCS), 2013.
- PERES, W. M. **Estudo e implementação de um protótipo de canal de medição da impedância bioelétrica corporal**. 2020. — Universidade de Caxias do Sul (UCS), 2020.
- PORTO, R. W. **Projeto e Avaliação de um Canal de Medição de Bioimpedâncias**. 2009. — Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), 2009.
- RAJAGURU, H.; RATHINAM, P.; SINGARAVELU, R. Electrical Impedance Tomography (EIT) and Its Medical Applications: A Review. **Int J Soft Comp Eng**, [S.l.], v. 3, p. 193-8, 01 2013.
- RENESAS. **Best Practice for TOF Crosstalk Calibration**. 2016. n. AN1983. Rev 0.00.

SANTOSA, F.; VOGELIUS, M. A Backprojection Algorithm for Electrical Impedance Imaging. **SIAM Journal on Applied Mathematics**, [S.l.], v. 50, n. 1, p. 216–243, 1990.

STM32-BASE project.

TESCHNER, E.; IMHOFF, M.; LEONHARDT, S. **Electrical Impedance Tomography: the realisation of regional ventilation monitoring**. 2015.

HAHN, A. **Application of Rail-to-Rail Operational Amplifiers**. [S.l.: s.n.], 1999. n. SLOA039A. Rev. A.

TEXAS INSTRUMENTS. **MUX50x 36-V, Low-Capacitance, Low-Leakage-Current, Precision Analog Multiplexers**. 2017. n. MUX506IPWR.

TEXAS INSTRUMENTS. **INA828 50- μ V Offset, 7-nV/ \sqrt{Hz} Noise, Low-Power, Precision Instrumentation Amplifier**. 2018. n. INA828. Revision A.

TUCKER, A. S.; FOX, R. M.; SADLEIR, R. J. Biocompatible, High Precision, Wideband, Improved Howland Current Source With Lead-Lag Compensation. **IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems**, [S.l.], v. 7, n. 1, p. 63–70, 2013.

WOLF, G. et al. Mechanical Ventilation Guided by Electrical Impedance Tomography in Experimental Acute Lung Injury*. **Critical Care Medicine**, [S.l.], v. 41, 03 2013.

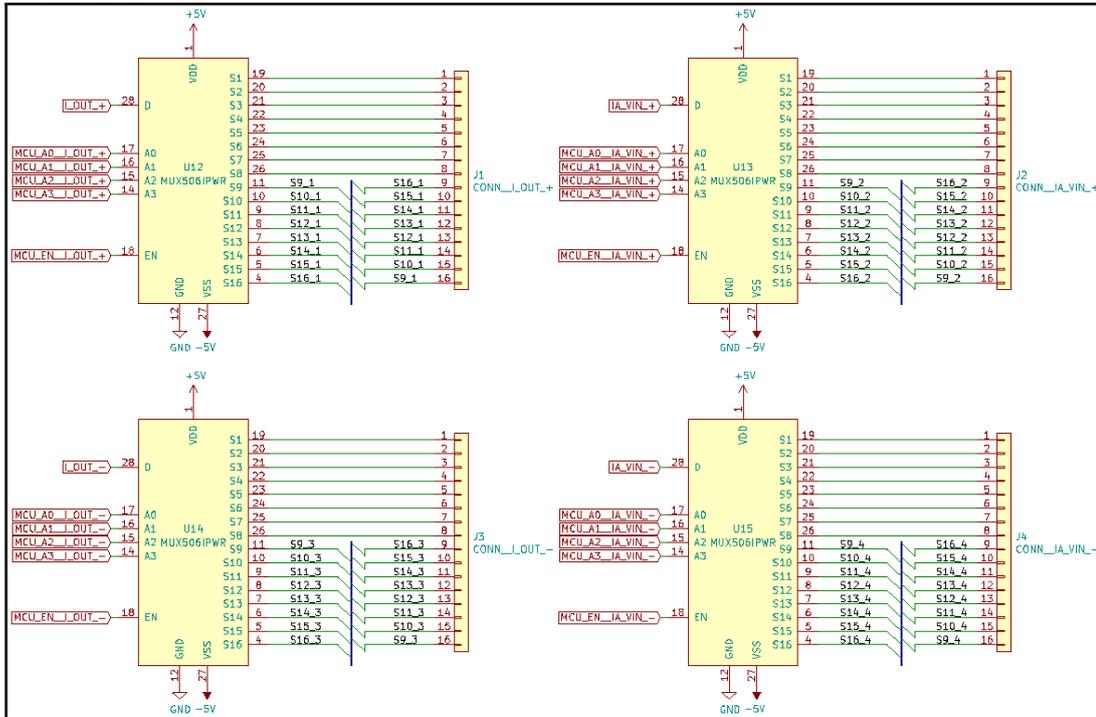
WU, Y. et al. Electrical Impedance Tomography for Biomedical Applications: Circuits and Systems Review. **IEEE Open Journal of Circuits and Systems**, [S.l.], v. 2, p. 380–397, Apr. 2021.

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**, [S.l.], v. 23, n. 1, p. 149–158, jan 2002.

ZHANG, Y.; XIAO, R.; HARRISON, C. Advancing Hand Gesture Recognition with High Resolution Electrical Impedance Tomography. In: ANNUAL SYMPOSIUM ON USER INTERFACE SOFTWARE AND TECHNOLOGY, 29., 2016, New York, NY, USA. **Proceedings...** Association for Computing Machinery, 2016. p. 843–850. (UIST '16).

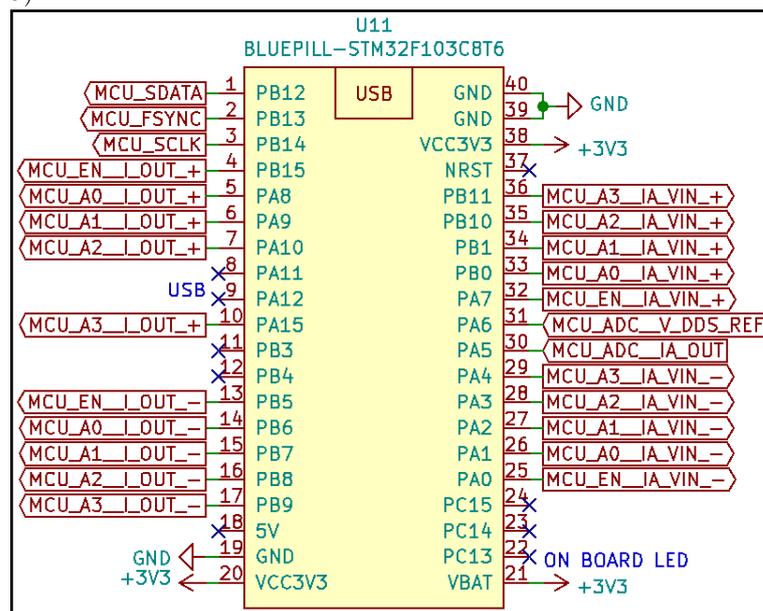
APÊNDICE A

Figura 74 – Esquema elétrico do circuito de multiplexação do sistema, implementado com o MUX5061PWR.



Fonte: O autor (2021).

Figura 75 – Esquema elétrico do circuito microcontrolador, implementado com a Blue Pill (STM32F103C8T6).



Fonte: O autor (2021).

APÊNDICE B - ALGORITMO DE LEITURA DA TENSÃO E CÁLCULO RMS

```
1  /*
2  * @author   : Giordano C Moro
3  * @date    : 14/10/2021
4  */
5  float APP_Read_IA_RMS_Voltage ()
6  {
7      uint16_t Raw_Data_tmp = 0;
8      uint16_t Num_of_Samples = 0;
9      float Voltage_RMS = 0.0;
10
11     HAL_ADC_Start(&hadc1);
12
13     /* Somatorio */
14     while ( Num_of_Samples < 250 )
15     {
16         Num_of_Samples++;
17         HAL_ADC_PollForConversion(&hadc1, HAL_MAX_DELAY);
18         Raw_Data_tmp = HAL_ADC_GetValue(&hadc1);
19
20         Voltage_RMS += (Raw_Data_tmp * Raw_Data_tmp);
21     }
22
23     /* Media */
24     Voltage_RMS /= Num_of_Samples;
25
26     /* Raiz Quadrada */
27     Voltage_RMS = (float)((sqrt(Voltage_RMS))*3.3)/4096);
28
29     HAL_ADC_Stop(&hadc1);
30
31     return Voltage_RMS;
32 }
```

APÊNDICE C - ALGORITMO DE RECONSTRUÇÃO DA IMAGEM NO OCTAVE

```

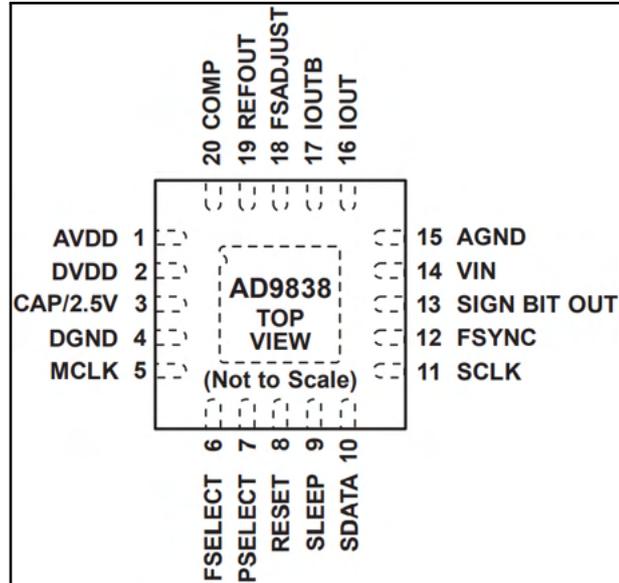
1 # -----
2 # @author : Giordano C Moro
3 # @date   : 15/10/2021
4 #
5 # Octave 6.3.0
6 # eidors-v3.10-ng
7 #
8 # ref1: https://www.youtube.com/watch?v=M42fTlVV7zk
9 #
10 # -----
11
12 # Limpando dados e sistema
13 clc; clear; close all;
14
15 # vetor da tensao de referencia (meio homogeneo)
16 homogeneous_voltage = [
17   % dados do meio sem objeto(s)
18 ];
19
20 # vetor da tensao medida
21 measured_voltage = [
22   % dados do meio com objeto(s)
23 ];
24
25 # cria o modelo inverso com 16 eletrodos
26 forward_model = mk_common_model ('c2c2', 16); # c2c
27
28 # mostra o modelo FEM criado
29 %show_fem(inverse_model.fwd_model);
30
31 # set dos parametros do sistema
32 stim = mk_stim_patterns (16,          # numero de eletrodos
33                          1,          # 1 cinta de eletrodos
34                          [0,1],      # metodo adjacente (vizinho) de
35                          injecao de corrente
36                          [0,1],      # metodo adjacente (vizinho) de
37                          medicao da tensao
38                          {},          # nenhuma opcao
39                          1);          # ???
40 forward_model.fwd_model.stimulation = stim;
41
42 # constroi o modelo direto e mostra no grafico
43 img_reconstruction = mk_image(forward_model, 1);
44 show_fem (img_reconstruction);

```

```
43
44 # criacao do modelo inverso
45 inverse_model = mk_common_model('c2c2', 16); # c2c
46 inverse_model.fwd_model.stimulation = stim;
47
48 # resolve o problema inverso
49 img_reconstruction = inv_solve(inverse_model, homogeneous_voltage,
    measured_voltage);
50
51 # mostra a imagem
52 show_fem(img_reconstruction);
53 axis off;
```

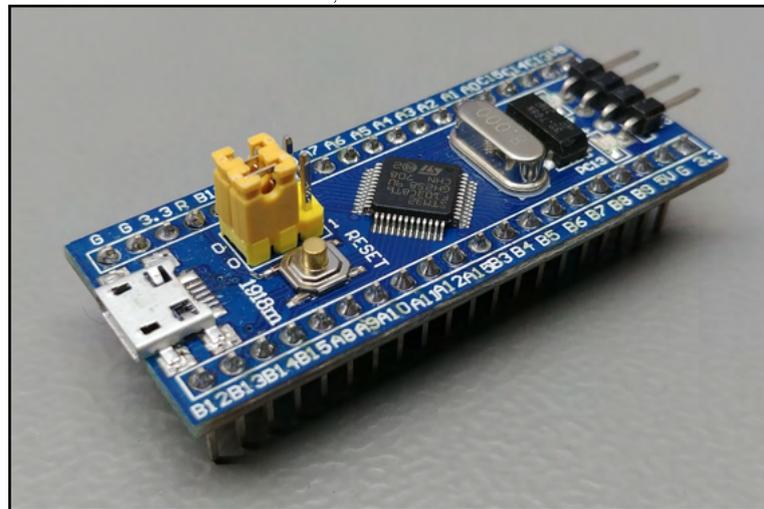
ANEXO A

Figura 76 – Encapsulamento e pinagem do AD9838.



Fonte: Adaptado de (ANALOG DEVICES, 2011).

Figura 77 – Plataforma Blue Pill, com microcontrolador STM32F103C8T6.



Fonte: (STM32-BASE PROJECT, ???).