

Pedro Silva Megale – RA 11052313

Desenvolvimento de um Canal Independente de Medida de Bioimpedância

São Bernardo do Campo – Brasil

2020

Pedro Silva Megale – RA 11052313

Desenvolvimento de um Canal Independente de Medida de Bioimpedância

Trabalho de Graduação apresentado à Universidade Federal do ABC para obtenção do título de Engenheiro Biomédico.

Universidade Federal do ABC – UFABC

Engenharia Biomédica

Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas

São Bernardo do Campo – Brasil

2020

Lista de ilustrações

Figura 1 – Fonte de corrente monopolar para aplicação em TIE. Extraído e adaptado de (BERTEMES-FILHO, 2004)	14
Figura 2 – Circuito de Condicionamento sugerido em (CAMARGO, 2020).	16
Figura 3 – Circuito para uso como fonte de alimentação. Extraído e adaptado de (TANGENTSOFT, s.d.).	16
Figura 4 – Diagrama de blocos do processamento do sinal coletado.	17
Figura 5 – Gráfico Corrente X Frequência para diferentes valores de R_{load}	20
Figura 6 – Sinal de 20 kHz gerado pelo celular medido usando circuito de condicionamento e STM32.	20
Figura 7 – frequência de aquisição real X frequência de aquisição configurada usando PWM.	21
Figura 8 – frequência de aquisição real X frequência de aquisição configurada usando celular.	22

Lista de tabelas

Tabela 1 – Amplitude e fase médias medidas em Rload	10
Tabela 2 – Amplitude da tensão medida em R_{load}	19
Tabela 3 – Corrente em R_{load} calculada a partir da tensão medida.	19
Tabela 4 – Amplitude R_{load} calculada em MATLAB e medida pelo STM32.	22

Sumário

	Resumo	6
	Abstract	7
1	Introdução	8
2	Objetivos	12
3	Metodologia	13
3.1	Revisão Bibliográfica	13
3.1.1	Características do Sinal	13
3.1.2	Características do Microcontrolador	13
3.2	Fonte de Corrente	14
3.2.1	Implementação da Fonte de Corrente	14
3.2.2	Teste da Fonte de Corrente	15
3.3	Condicionamento de Sinal	15
3.3.1	Necessidade do Condicionamento de Sinal	15
3.3.2	Implementação do Condicionamento de Sinal	15
3.4	Fonte de Alimentação simétrica	16
3.5	Aquisição com microcontrolador	16
3.5.1	Estimativa da frequência de Amostragem	16
3.5.2	Demodulação	17
3.6	Diagrama de Blocos do Processamento do Sinal	17
3.7	Limitações impostas pela Pandemia do COVID-19	17
4	Resultados	19
4.1	Fonte de Corrente	19
4.1.1	Implementação da Fonte de Corrente	19
4.1.2	Testes da Fonte de Corrente	19
4.2	Condicionamento de Sinal	20
4.3	Aquisição de Dados com o Microcontrolador	20
4.3.1	Teste da frequência de Amostragem	20
4.3.2	Demodulação do Sinal	22
4.4	Programação do STM32	23
4.4.1	Teste da frequência de Amostragem	23
4.4.2	Demodulação do Sinal	23
5	Conclusão	25

Referências 26

Resumo

A bioimpedância quantifica o quanto um tecido biológico se opõe à passagem de corrente elétrica e está relacionada com as propriedades elétricas do tecido, as quais variam de acordo com anatomia e fisiologia do tecido biológico. Estudos de bioimpedância podem ser feitos a partir da injeção de corrente alternada de amplitude geralmente constante e medição das tensões geradas no tecido através de eletrodos sensores. Apesar de ainda pouco usada quando em comparação a outros métodos de geração de imagens médicas, uma possível aplicação da bioimpedância é a Tomografia por Impedância Elétrica (TIE), a qual é uma técnica em que são criadas imagens das distribuições de condutividade e/ou permitividade dos tecidos usando medições in vivo dos dados de corrente e tensão medidos nos eletrodos. Na TIE, Uma corrente senoidal de amplitude constante é injetada no objeto que tem seu volume rodeado por uma matriz de eletrodos de superfície, e os potenciais da superfície são medidos usando uma instrumentação eletrônica e enviados para um algoritmo computacional para reconstrução da imagem. Neste trabalho foi implementada e testada uma instrumentação para uso em TIE, a qual consistiu em implementação e validação de circuitos para uma fonte de corrente alternada para injeção de corrente de amplitude constante, um circuito de condicionamento de sinais, uma fonte de alimentação simétrica e validação do microcontrolador STM32 como sistema de aquisição de dados para uso em TIE.

Abstract

Bioimpedance quantifies how much a biological tissue is opposed to the passage of electric current and that is related to the electrical properties of the tissue, which vary according to the anatomy and physiology of the biological tissue. Bioimpedance studies can be performed by injecting an alternating current of constant amplitude and measuring the voltages generated in the tissue using sensor electrodes. Although still not as commonly used when compared to other medical imaging methods, a possible application of bioimpedance is Electrical Impedance Tomography (EIT), which is a technique in which images of the conductivity and / or permittance distributions of tissues are created using in vivo measurements of current and voltage data measured at the electrodes. In EIT, a sinusoidal current of constant amplitude is injected into the object whose volume is surrounded by a matrix of surface electrodes, and the surface potentials are measured using electronic instrumentation and sent to a computational algorithm for image reconstruction. In this work, an instrumentation for use in EIT was implemented and tested, which consisted in the implementation and validation of circuits for an alternating current source for injection of constant amplitude current, a signal conditioning circuit, a symmetrical power supply and validation of the STM32 microcontroller as a data acquisition system for use in EIT.

1 Introdução

Diferentes tecidos biológicos no corpo humano possuem diferentes propriedades elétricas, o que ocorre por diversos fatores como concentração de células, estrutura celular, composição molecular, capacitância de membrana e assim por diante. Conseqüentemente, é possível avaliar as propriedades elétricas de um tecido para analisar aspectos funcionais, fisiológicos e estruturais do mesmo, o que pode ser de grande valor para diagnósticos (KWON et al., 2015).

A bioimpedância é uma grandeza que quantifica o quanto um tecido biológico se opõe à passagem de corrente elétrica e que está relacionada com as propriedades elétricas do tecido (GRIMNES, 2015). A medição de bioimpedância é o estudo de tecido biológico e/ou célula em resposta a um campo elétrico alternado, o qual pode cobrir uma faixa de frequência de dezenas de Hz até vários MHz (MACDONALD, 1992).

Em estudos de bioimpedância, pode-se injetar correntes ou aplicar tensões usando eletrodos fixados na superfície de um objeto, podendo-se avaliar as propriedades elétricas dos tecidos biológicos a partir das tensões ou correntes medidas (KWON et al., 2015). A bioimpedância pode ser medida por sistemas de dois, ou quatro eletrodos. Com sistemas de dois eletrodos, é possível injetar corrente elétrica em um tecido através do eletrodo, enquanto o eletrodo mede a diferença de potencial induzida no tecido no mesmo local da aplicação, o que significa que a bioimpedância calculada refletirá diretamente as características elétricas daquele tecido. Se a tensão medida for dividida pela corrente aplicada, pode-se calcular a bioimpedância daquele tecido (GRIMNES, 2015). Contudo, a injeção do sinal de corrente e a medição da tensão são conduzidas com os mesmos eletrodos. Conseqüentemente, o método de dois eletrodos sofre mais do problema de impedância de contato e os dados de medição contêm a queda de tensão devido à impedância de contato entre a pele e o eletrodo, o que é amenizado no método de quatro eletrodos pois nesse dois pares de eletrodos separados são usados para injeção de corrente e medições de tensão, ou seja, o método usa uma matriz de eletrodos. O método de quatro eletrodos injeta um sinal de corrente de amplitude constante através dos eletrodos chamados eletrodos de corrente ou eletrodos de acionamento e os sinais de tensão são medidos através dos eletrodos chamados de eletrodos sensores (TK, 2014).

A análise de impedância bioelétrica, ou *bioelectrical impedance analysis* (BIA), é uma técnica em que a composição corporal de um objeto de estudo é analisada pela medição de sua impedância bioelétrica. A BIA mede a bioimpedância que é produzida dentro do tecido biológico quando uma corrente alternada tende a fluir através dele de acordo com as propriedades elétricas do tecido, bem como da frequência do sinal de

corrente aplicada, a qual normalmente é na faixa de 50 kHz. Para realizar a medição, uma corrente senoidal de amplitude geralmente constante é injetada no objeto teste, e a tensão gerada é medida usando o método de quatro eletrodos descrito acima. A BIA determina a impedância bioelétrica de uma parte do corpo com eletrodos de superfície fixados na mesma. A impedância bioelétrica de um objeto pode ser usada para calcular uma estimativa da composição corporal do mesmo (BERA; NAGARAJU, 2011).

Uma possível aplicação médica da bioimpedância é a Tomografia por Impedância Elétrica (TIE), a qual é uma técnica em que são criadas imagens das distribuições de condutividade e/ou permitividade dos tecidos usando medições in vivo dos dados de corrente e tensão medidos nos eletrodos (KWON et al., 2015). A TIE é uma técnica de reconstrução de imagem tomográfica computadorizada, na qual a imagem é reconstruída a partir dos potenciais de superfície gerados por um sinal de corrente com amplitude constante injetada na superfície do objeto de estudo. Uma corrente senoidal de amplitude constante é injetada no objeto que tem seu volume rodeado por uma matriz de eletrodos de superfície, e os potenciais da superfície são medidos usando uma instrumentação eletrônica. O sinal de corrente de amplitude constante é injetado no objeto através dos diferentes pares de eletrodos e medido pelos eletrodos sensores de forma alternada para fazer uma varredura completa na superfície do objeto de estudo, e o conjunto de dados de corrente e de tensão obtidos a partir das medições é usado para reconstruir a distribuição de condutividade. Os dados são então enviados para um computador e são processados para reconstruir a distribuição espacial da condutividade elétrica do objeto usando um algoritmo de reconstrução de imagem (BERA; NAGARAJU, 2009) (LIONHEART, 2004).

Apesar de ainda pouco usadas na área médica em comparação com outros métodos tradicionais de geração de imagens, técnicas de imagem utilizando TIE tem potencial para serem usadas em diversas aplicações como monitoramento de problemas pulmonares, acúmulo de líquido ou colapso do pulmão, variação de volume de fluido na bexiga, esvaziamento do estômago, monitoração de sangramentos internos, entre outras (KWON et al., 2015), (CHENEY; ISAACSON; NEWELL, 1999). Uma aplicação muito comum de TIE é a avaliação de pacientes em quadros de pneumotórax devido à grande diferença de impedância entre o ar e a água (LEITE, 2008), aplicação a qual já é utilizada em equipamentos comerciais como o produto ENLIGHT 1800 fabricado pela empresa TIMPEL (TIMPEL, 2016).

Para gerar imagens por TIE é necessário hardware e software para reconstrução da imagem. Neste trabalho iremos tratar somente do hardware. Uma instrumentação para TIE comum tem quatro partes principais:

- Fonte de corrente alternada, geralmente de amplitude constante;
- Circuito condicionador de sinal;

- Módulo de comutação de eletrodos;
- Sistema de aquisição de dados.

A fonte de corrente pode ser desenvolvida com um gerador de sinal/função e uma fonte de corrente controlada por tensão, usados para injetar um sinal de corrente constante no limite do domínio através dos eletrodos. Os sinais de tensão gerados nos eletrodos de detecção são condicionados/filtrados pelo condicionador de sinal e enviados para o sistema de aquisição de dados. Os dados são coletados, alternando o eletrodo que injeta a corrente e os eletrodos de detecção usando um módulo de comutação de eletrodo para fazer a varredura de toda superfície/volume. Os dados coletados de uma varredura de TIE completa do objeto são enviados ao computador para reconstrução da imagem. (TK, 2014)

Sistemas de BIA e TIE operam em diversas faixas de frequência. Alguns exemplos desses sistemas e suas respectivas frequências de operação podem ser vistos na tabela 1.

Frequência	Autor
10 Hz to 2 MHz	(BERA; NAGARAJU, 2011)
250 kHz	(WI et al., 2014)
125 kHz	(SANTOS, 2016)
125 kHz	(BERTEMES-FILHO, 2004)

Tabela 1: Amplitude e fase médias medidas em Rload

Sistemas de instrumentação de TIE operam a 125 kHz (SANTOS, 2016). Além disso, a fonte de corrente implementada neste trabalho foi validada para operar com 125 kHz (BERTEMES-FILHO, 2004). Portanto, este trabalho foi focado em implementar os componentes do sistema para operação em 125 kHz.

O controle da aquisição de dados e injeção da corrente é geralmente feito através do uso de microcontroladores. Microcontroladores são circuitos integrados que contêm um processador, memória para programação, memória para dados, terminais para entrada e saída de dados, relógio e periféricos que variam dependendo do modelo em questão. Alguns periféricos comuns são temporizadores, interfaces de comunicação, conversores analógico-digital (ADC), *watchdog* e relógios em tempo real. Microcontroladores podem ser usados em uma ampla gama de aplicações, como por exemplo acionamento de motores, controle de aplicativos, equipamentos médicos, equipamentos portáteis, periféricos de computador e jogos, máquinas de lavar, impressoras, scanners, sistemas de alarme, interfonos de vídeo e muitas outras.(DAVIES, 2008)(STMICROELECTRONICS, 2015).

Microcontroladores muito usados são os STM32, os quais são uma família de circuitos integrados de microcontroladores de 32 bits fabricados pela STMicroelectronics. Os STM32 possuem periféricos de conversão analógico-digital e devido sua boa capacidade

de processamento de dados, tem potencial para aplicação em TIE, o que será investigado mais a fundo neste trabalho.([STMICROELECTRONICS, 2015](#)).

É necessário que o sistema de aquisição de dados escolhido tenha frequência de amostragem alta o suficiente para que não ocorra *aliasing* do sinal, ou seja, a frequência de amostragem deve ser pelo menos o dobro do sinal medido ([OPPENHEIM; SCHAFER; BUCK, 1999](#)). Segundo o fabricante do microcontrolador STM32 proposto neste trabalho, o mesmo pode atingir frequência de amostragem de até 1 MHz, portanto, seria capaz de medir o sinal de 125 kHz sem ter problemas de *aliasing*. Além disso, o STM32 é capaz de fazer a conversão analógico-digital usando DMA e resolução de 12 bit, o que permite ter uma boa mudança incremental dos valores medidos. O STM32 também possui memória para aquisição de dados o suficiente para coletar os 500 pontos previstos para os testes deste trabalho. ([STMICROELECTRONICS, 2018](#))([STMICROELECTRONICS, 2015](#)).

2 Objetivos

Objetivo primário: desenvolvimento de canal independente de medição de bioimpedância;

Objetivos secundários:

- Implementação de uma fonte de corrente monopolar para aplicação em TIE;
- Implementação de uma fonte de alimentação simétrica;
- Implementação de um circuito de condicionamento de sinal apropriado;
- Conversão AD do sinal proveniente do circuito utilizando um STM32;
- Obtenção de amplitude e fase do sinal coletado.

3 Metodologia

Neste trabalho será realizada uma pesquisa acerca da possibilidade de se utilizar um microcontrolador de baixo custo da família STM32 (STM32F103C8T6) no desenvolvimento de um canal independente de medição de bioimpedância.

3.1 Revisão Bibliográfica

Pretende-se, primeiramente, realizar uma pesquisa bibliográfica para identificar as características do sinal a ser medido como amplitude e frequência, assim como do microcontrolador que pretende-se utilizar como frequência de amostragem, precisão e memória.

3.1.1 Características do Sinal

É importante saber as características do sinal que espera-se medir pois o microprocessador precisa ter capacidade para fazer as medições de forma adequada. Por exemplo, a amplitude do sinal não podem exceder os limites de amplitude do microcontrolador. Assim como a frequência precisa ser medida em uma frequência de amostragem adequada conforme explicado no item 3.1.2.

3.1.2 Características do Microcontrolador

É importante conhecer a precisão do periférico de conversão analógico-digital do microcontrolador pois ela irá determinar a menor mudança incremental de tensão detectável. No caso do STM32, o qual possui ADC com resolução de 12 bits e tensão de referência de 3,3 V quando alimentado via porta USB, a tensão medida pode ser convertida de bits para Volts da seguinte forma(STMICROELECTRONICS, 2015)(STMICROELECTRONICS, 2018):

$$V_v = 3,3 \cdot \frac{V_{bit}}{4096} \quad (3.1)$$

Além disso, a frequência de amostragem da aquisição de dados deve ser alta o suficiente para obedecer o Teorema de Nyquist, ou seja, a valor da frequência de aquisição deve ser pelo menos o dobro da frequência do sinal(OPPENHEIM; SCHAFFER; BUCK, 1999).

Também é importante sabermos a memória disponível para aquisição de dados no microcontrolador, caso a memória seja baixa demais, é possível que não seja coletada quantidade suficiente de pontos para fazer medição da onda.

3.2 Fonte de Corrente

3.2.1 Implementação da Fonte de Corrente

Neste trabalho será implementada uma fonte de corrente monopolar controlada por tensão para aplicação em TIE, a qual será baseada no trabalho de BERTEMES de 2004, o circuito implementado será o seguinte:

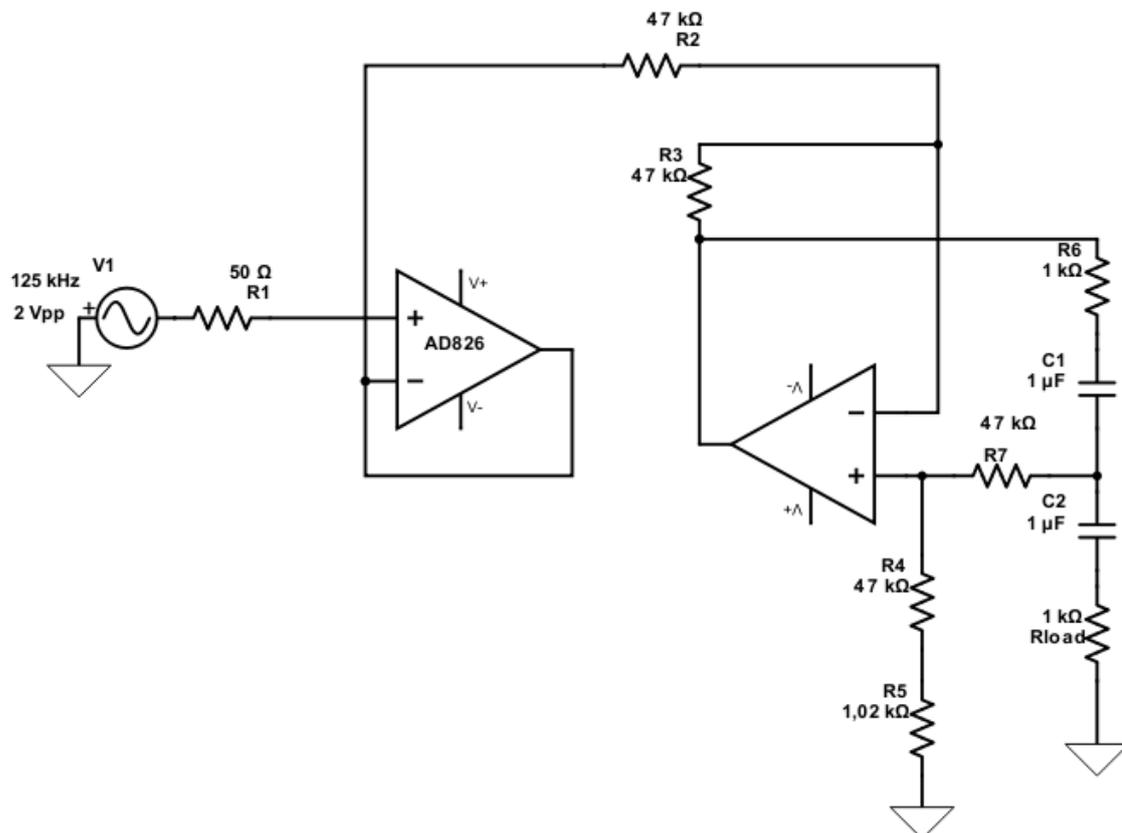


Figura 1: Fonte de corrente monopolar para aplicação em TIE. Extraído e adaptado de (BERTEMES-FILHO, 2004)

Na fonte proposta por BERTEMES, espera-se saída de uma corrente senoidal de amplitude constante de 2 mA. A amplitude da mesma é controlada pela tensão na entrada V_{in} e pelo resistor R_6 , a qual pode ser estimada da seguinte forma:

$$I_{out} = \frac{V_{in}}{R_6} \quad (3.2)$$

3.2.2 Teste da Fonte de Corrente

Para verificação da resposta da fonte e entender melhor suas limitações para diferentes cargas resistivas, serão realizadas injeções de corrente em diferentes impedâncias, verificando a variação da corrente em função da carga na mesma, e também em diferentes frequências entre 10 e 500 kHz. Esses testes serão feitos para verificar se a amplitude da corrente na saída fonte é constante e possui o valor esperado de 2 mA.

3.3 Condicionamento de Sinal

3.3.1 Necessidade do Condicionamento de Sinal

É importante que o sinal seja filtrado para reduzir o ruído no mesmo. Além disso, o STM32 não lê dados negativos, logo há a necessidade de criação de *offset* no sinal (STMICROELECTRONICS, 2018) (STMICROELECTRONICS, 2015). Outro ponto importante é o aumento da impedância de entrada no circuito de condicionamento para aumentar a impedância de saída da fonte de corrente, o que resulta no aumento da precisão na medição das diferenças de potenciais (BERTEMES-FILHO, 2004).

Para evitar *aliasing*, também será adicionado ao circuito de condicionamento um filtro passa baixa *anti-aliasing*, que é um filtro que atenua frequências acima da frequência de Nyquist, o que previne aquisição de sinais com frequências acima das que atendem ao teorema de Nyquist (OPPENHEIM; SCHAFER; BUCK, 1999).

3.3.2 Implementação do Condicionamento de Sinal

Para atender os critérios no item 3.3.1, o circuito de condicionamento de sinal deverá ser feito utilizando o seguinte: amplificador seguidor para aumentar a impedância de entrada + filtro passa baixa (*anti-aliasing*) + *offset*. O circuito a ser implementado será baseado no circuito da figura 2.

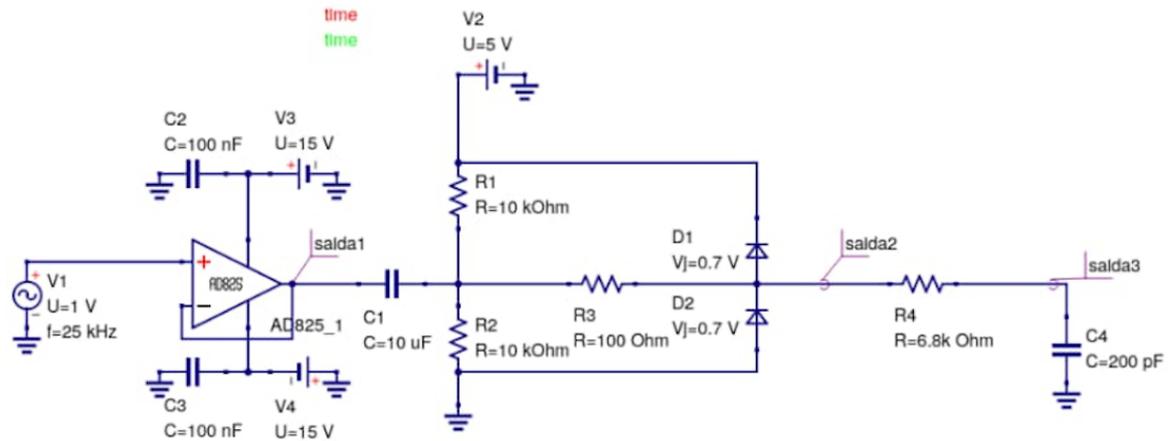


Figura 2: Circuito de Condicionamento sugerido em (CAMARGO, 2020).

3.4 Fonte de Alimentação simétrica

Para alimentar os AD826 nos circuitos acima, será implementada a seguinte fonte de alimentação abaixo, a qual usa um divisor de tensão para criar um terra virtual e um amplificador operacional retroalimentado que funciona como um *buffer* de baixa impedância de saída:

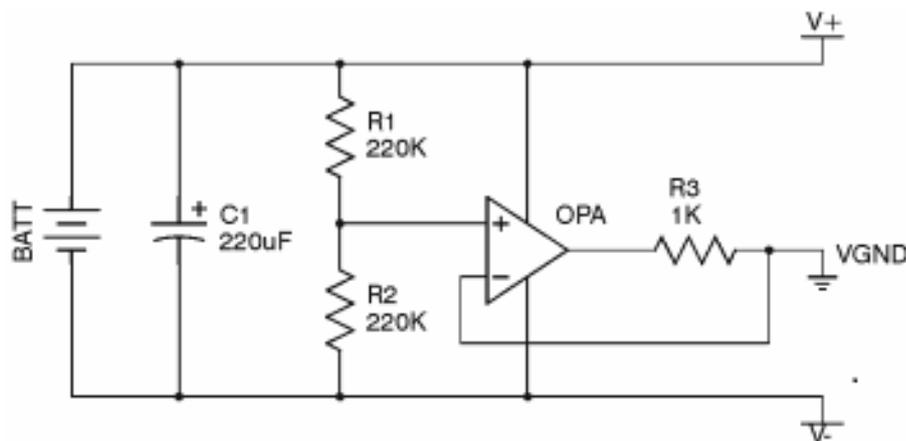


Figura 3: Circuito para uso como fonte de alimentação. Extraído e adaptado de (TANGENTSOFT, s.d.).

3.5 Aquisição com microcontrolador

3.5.1 Estimativa da frequência de Amostragem

Serão realizados testes verificando diferentes frequências de amostragem, identificando a frequência máxima de amostragem com esse microcontrolador. Para verificar

a frequência de amostragem, será gravado no STM32 um código o qual faz a conversão analógico-digital do sinal usando o acesso direto à memória (DMA, do inglês *Direct Memory Access*) para atingir alta frequência de amostragem. O DMA é usado para fornecer transferência de dados em alta velocidade entre periféricos e memória, bem como memória para memória. Os dados podem ser movidos rapidamente pelo DMA sem nenhuma ação da CPU do microcontrolador. Isso mantém os recursos da CPU livres para outras operações (STMICROELECTRONICS, 2018). A frequência de amostragem real será calculada a partir de 500 pontos coletados pelo STM32, será contabilizada a quantidade média de pontos por períodos do sinal e a quantidade de períodos medidos nesses 500 pontos. Como o sinal medido tem o seu período conhecido (T) e tendo o número de períodos medidos em 500 pontos (n_T), é possível calcular da seguinte forma:

$$frequência = \frac{500}{T.n_T} \quad (3.3)$$

3.5.2 Demodulação

Para estimar a amplitude e fase do sinal medido será usado um algoritmo demodulador em quadratura. Para isso será calculada a matriz que faz a demodulação do sinal no MATLAB e a mesma será incluída no código do STM32.

3.6 Diagrama de Blocos do Processamento do Sinal

O processamento do sinal será o seguinte:

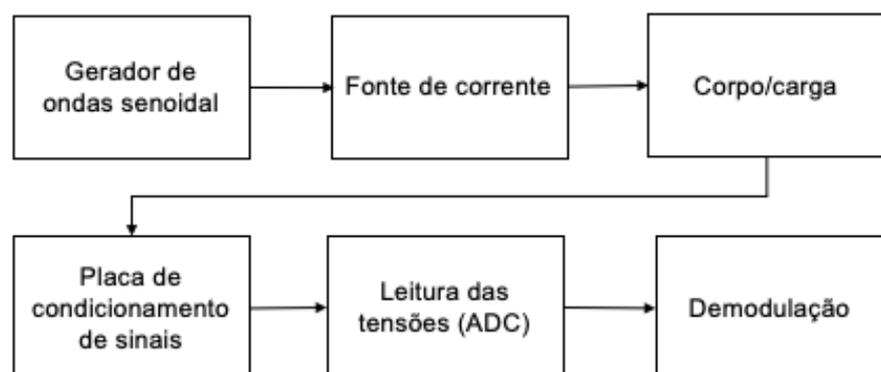


Figura 4: Diagrama de blocos do processamento do sinal coletado.

3.7 Limitações impostas pela Pandemia do COVID-19

Para a realização dos testes previstos, seria necessário um gerador de ondas senoidal. Contudo, devido a situação de isolamento social causada pela pandemia do COVID-

19 no ano de 2020, o acesso aos laboratórios da Universidade Federal do ABC foram restringidos. Os testes iniciais deste trabalho foram realizados utilizando o gerador de sinais da universidade, porém, devido ao isolamento social, os testes feitos em ambiente domiciliar foram realizados usando um celular como gerador de ondas senoidal. Utilizando o aplicativo para IOS “*Audio Function Generator*” disponível na App Store, é possível criar ondas senoidais de até 20 kHz. Portanto a demodulação do sinal será feita para esse valor de frequência, e não para os 125 kHz inicialmente previstos.

Além disso, também foi inicialmente planejada a realização de testes para verificação da resposta em frequência do circuito de condicionamento. Contudo, também não foi possível devido à limitação imposta pelo uso do celular como gerador de sinais.

Outro teste planejado que não foi executado foi a estimativa de impedância de saída da fonte de alimentação simétrica devido a falta dos componentes necessários no ambiente doméstico.

4 Resultados

4.1 Fonte de Corrente

4.1.1 Implementação da Fonte de Corrente

Neste trabalho foi implementada uma fonte de corrente monopolar para aplicação em TIE, a qual foi baseada no trabalho de BERTEMES de 2004. O circuito foi implementado com a solda dos componentes em placa de fenolite.

4.1.2 Testes da Fonte de Corrente

Foram feitas 5 medidas de amplitude de tensão para 5 resistores diferentes no local de R_{load} usando um osciloscópio. Para cada resistor foi medida a amplitude da tensão para diferentes valores de frequência conforme tabela a seguir:

R_{load} nominal (Ω)	R_{load} medido ($K\Omega$)	Frequência (kHz)				
		10	132,5	255	377,5	500
470	0,46	0,96 V	0,96 V	0,96 V	0,96 V	0,96 V
1000	1,00	2,02 V	2,02 V	2,02 V	2,02 V	2,02 V
2200	2,17	4,48 V	4,52 V	4,44 V	4,24 V	3,74 V
2700	2,65	5,40 V	5,40 V	5,24 V	4,92 V	4,56 V
4700	4,63	9,28 V	8,96 V	8,08 V	6,88 V	5,92 V

Tabela 2: Amplitude da tensão medida em R_{load} .

Baseado nas medidas da Tabela 2, usando $I = V/R$, temos os valores das correntes em R_{load} para cada frequência:

R_{load} nominal (Ω)	R_{load} medido ($K\Omega$)	Frequência (kHz)				
		10	132,5	255	377,5	500
470	0,46	2,08 mA	2,08 mA	2,08 mA	2,08 mA	2,08 mA
1000	1,00	2,02 mA	2,02 mA	2,02 mA	2,02 mA	2,02 mA
2200	2,17	2,06 mA	2,08 mA	2,05 mA	1,95 mA	1,72 mA
2700	2,65	2,04 mA	2,04 mA	1,98 mA	1,86 mA	1,72 mA
4700	4,63	2,00 mA	1,94 mA	1,75 mA	1,49 mA	1,28 mA

Tabela 3: Corrente em R_{load} calculada a partir da tensão medida.

A partir da tabela 3 foi plotado o seguinte gráfico:

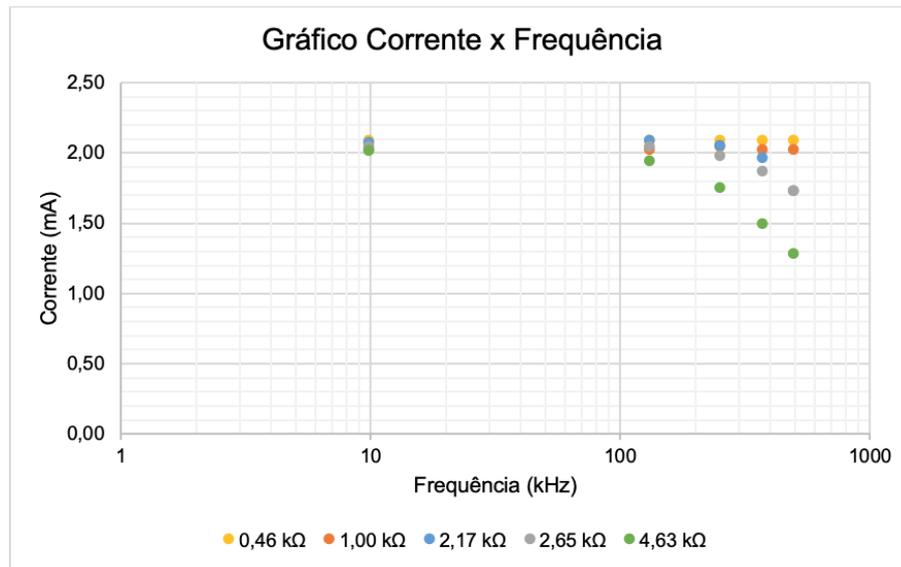


Figura 5: Gráfico Corrente X Frequência para diferentes valores de R_{load} .

4.2 Condicionamento de Sinal

Foi montado em *protoboard* o circuito de condicionamento e usando o mesmo, foi medido o seguinte sinal de 20 kHz no STM32. Conforme o esperado, o circuito gerou o *offset* necessário do sinal, visto que o STM32 não mede valores negativos:

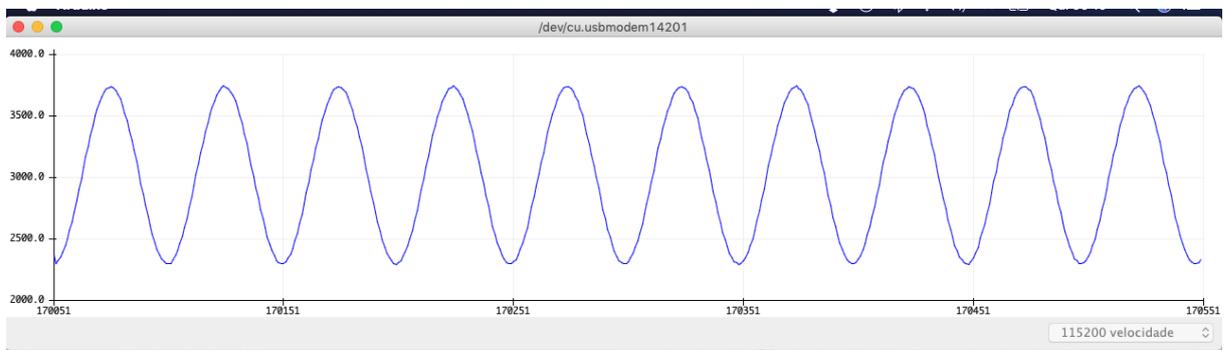


Figura 6: Sinal de 20 kHz gerado pelo celular medido usando circuito de condicionamento e STM32.

4.3 Aquisição de Dados com o Microcontrolador

4.3.1 Teste da frequência de Amostragem

Para testar a aquisição de dados com STM32 foram feitos dois testes para estimativa da frequência de amostragem do STM32. O primeiro, medindo um sinal de PWM gerado por software no mesmo STM32 que mediu o sinal, resultando no seguinte:

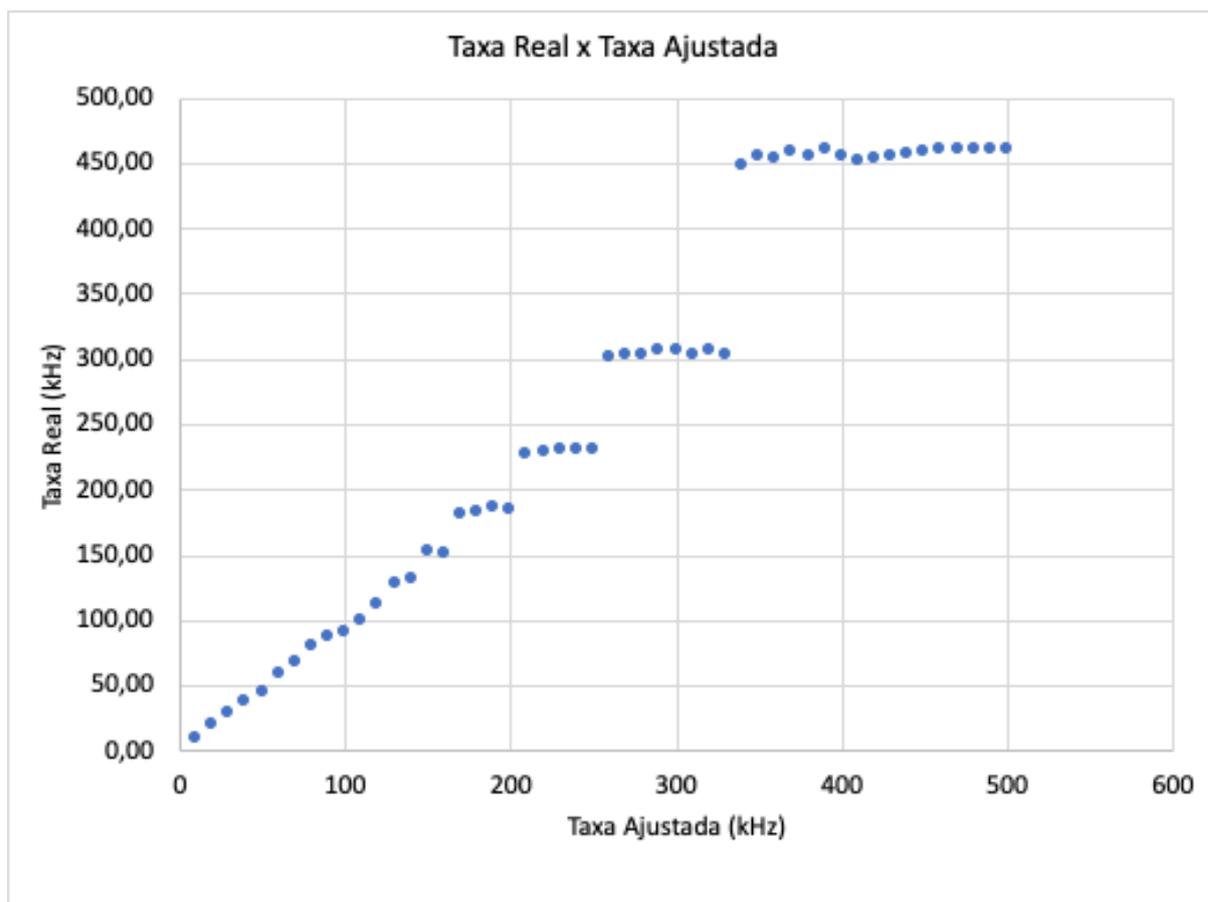


Figura 7: frequência de aquisição real X frequência de aquisição configurada usando PWM.

Contudo, como um PWM gerado por *software* não é preciso como um gerado por *hardware*, o cálculo da frequência de aquisição pode ter sido incorreto, visto que o mesmo depende do sinal medido ter período conhecido. Para resolver o problema, foi feito um segundo teste usando o celular como gerador de sinais:

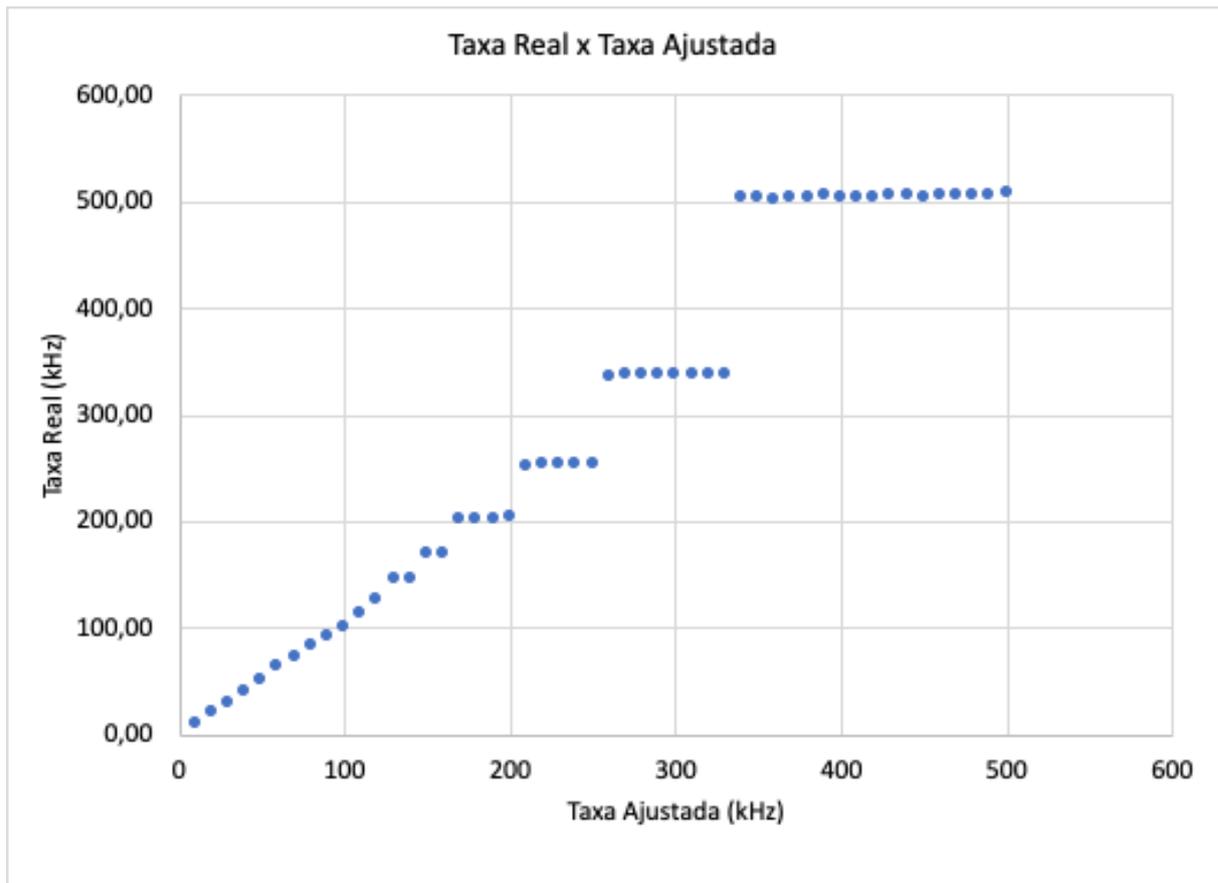


Figura 8: frequência de aquisição real X frequência de aquisição configurada usando celular.

Conforme o gráfico acima, pode-se ver que foi atingida frequência de aquisição de 500 kHz.

4.3.2 Demodulação do Sinal

Também foi feita a demodulação do sinal utilizando o STM32 e o celular como gerador de sinais. Foi calculada a matriz de demodulação usando o programa MATLAB e a mesma foi inserida como parâmetro no código de demodulação do STM32. Foram feitas 4000 medições de amplitude e fase do sinal. O valor médio das medições em STM32 e o valor estimado em MATLAB foram:

	Amplitude
MATLAB	0,232 V
STM32	0,237 V

Tabela 4: Amplitude R_{load} calculada em MATLAB e medida pelo STM32.

Foi possível medir amplitude e fase com o STM32, contudo, como a fase medida a partir do código implementado no STM32 não possui uma referência, ela não possui um

significado útil neste momento.

Devido as limitações impostas pelo uso do celular como gerador de sinais, os valores de tensão e corrente são muito mais baixos do que os medidos durante os testes iniciais da fonte de corrente em laboratório. Contudo, foi possível demonstrar que é possível fazer a demodulação utilizando o STM32. Para uso com um gerador de sinais e frequências mais altas, bastaria recalcular a matriz pseudo-inversa usada no código de demodulação pois a mesma foi calculada para um sinal de 20 kHz, que é o limite do celular.

4.4 Programação do STM32

Para fazer os testes nas seções 4.3 e 4.4 foram utilizados três (3) códigos, dois feitos através da plataforma Arduino IDE para gravação do código no STM32, e outro feito no programa MATLAB. os códigos estão disponíveis no GitHub([MEGALE, 2020](#)).

4.4.1 Teste da frequência de Amostragem

O código usa a biblioteca “STM32ADC.h” disponível para download gratuitamente na plataforma Arduino IDE. Essa biblioteca permite a programação de placas STM32 usando a Arduino IDE.

O código configura o DMA do STM32 para fazer leituras ADC e usa um *timer* como *trigger* para iniciar a coleta de dados. O ADC só começa uma nova conversão quando ocorre um disparo externo, no caso, o *timer* do próprio STM32. Com isso, o *timer* controla a frequência de amostragem. A frequência do *timer* é ajustada por uma função pronta da biblioteca “STM32ADC.h”, para a qual é passada como parâmetro a frequência desejada, mas internamente a frequência é configurada em valores discretos, por isso os degraus vistos nas figuras 7 e 8.

O parâmetro `sampleFreqKhz` no código determina a frequência de aquisição configurada no STM32. O valor dessa variável foi testado para ajustar frequência de amostragem de 10 kHz - 500 kHz. O valor ajustado foi incrementado de 10 em 10 nessa faixa de frequência. Para cada valor de frequência de aquisição, 500 pontos impressos na porta serial eram coletados para contabilização do número médio de períodos nos 500 pontos coletados. Tendo esses dados coletados, foi possível calcular a frequência de amostragem conforme equação 3.3 .

4.4.2 Demodulação do Sinal

Primeiramente foram coletados 500 pontos de um sinal senoidal de frequência conhecida usando o mesmo código do item 4.5.1. Idealmente, esse sinal conhecido teria frequência de 125 kHz, que é a frequência proposta para utilização neste trabalho. Contudo,

devido as limitações impostas pelo uso do celular como fonte de corrente, foi usado sinal de 20 kHz. Os pontos coletados e a frequência do sinal foram inseridos no código do MATLAB de demodulação por quadratura como parâmetros. O código cria matriz pseudo-inversa de demodulação e tem como saída amplitude e fase dos 500 pontos inseridos.

A matriz pseudo-inversa gerada pelo MATLAB pode ser usada para cálculo da amplitude e fase de sinais de 20 kHz no STM32, portanto, a mesma foi inserida como parâmetro no código de demodulação do STM32 para calcular amplitude e fase do sinal em tempo real.

5 Conclusão

Para aplicação em TIE, é importante que a amplitude da corrente injetada pela fonte de corrente seja constante (TK, 2014). Nos testes foi observado que a corrente começou a variar para frequências mais altas, contudo, para o valor de 125 kHz validados por (BERTEMES-FILHO, 2004), o valores de corrente medidos permanecem próximos a 2 mA independente do resistor usado como carga nos testes. O que indica que essa fonte pode ser aplicada para TIE nessa faixa de frequência.

Quanto ao uso do STM32, foi possível verificar que esse microprocessador pode ser usado para medição e demodulação do sinal com aplicação para TIE. Neste trabalho foi atingida frequência de amostragem de 500 kHz com esse microcontrolador, visto que para aplicação em TIE o sinal proposto neste trabalho é de 125 kHz, uma frequência de amostragem de 500 kHz seria o suficiente para evitar problemas de *aliasing* pois é mais que o dobro da frequência do sinal medido (OPPENHEIM; SCHAFER; BUCK, 1999).

Além disso, também foi possível usar o STM32 para medir o sinal e calcular a sua amplitude. Inicialmente iríamos comparar a amplitude medida pelo STM32 com os testes da fonte feitos em laboratório, para comprovar acurácia das medições do STM32. Contudo, devido as limitações impostas pelos testes finais terem sido feitos com um celular como gerador de sinais, os valores medidos não são comparáveis. Todavia, os valores de amplitude medidos pelo STM32 tiveram diferença de somente 2,1% em comparação aos valores calculados computacionalmente pelo MATLAB, o que indica acurácia na medição e que o STM32 pode ser usado como sistema de aquisição de dados na instrumentação necessária para TIE.

Para medir a bioimpedância, é necessário saber a amplitude e a fase da corrente injetada, portanto, seria necessário fazer essa medição paralelamente à medição da amplitude e fase do sinal no objeto de estudo. Neste momento estamos interessados somente em calcular a amplitude da impedância na carga testada. A inclusão de resistor sentinela para medição da amplitude e fase na saída da fonte, assim como medição da fase da corrente injetada podem ser feitos como trabalho decorrente deste. Também podem ser implementados em trabalhos futuros o aumento da frequência da corrente injetada e aumentar a frequência de amostragem de aquisição dos dados.

Referências

- BERA, T. K.; NAGARAJU, J. A study of practical biological phantoms with simple instrumentation for electrical impedance tomography (eit) phantoms in multifrequency eit. *2009 IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference, Singapore*, p. 511–516, 2009. Citado na página 9.
- BERA, T. K.; NAGARAJU, J. Electrical impedance spectroscopic study of broiler chicken tissues suitable for the development of practical phantoms in multifrequency eit. *Electr Bioimp*, v. 2, p. 48–63, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 9 e 10.
- BERTEMES-FILHO, P. *Desenvolvimento de um Circuito Adaptativo da Impedância Negativa a ser utilizado na Fonte de Corrente em Tomografia de Impedância Elétrica*. Tese (Doutorado) — ESCOLA POLITÉCNICA, UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, 2004. Citado 5 vezes nas páginas 2, 10, 14, 15 e 25.
- CAMARGO, E. *Notas de aula da disciplina PPG EBM107 - Tópicos Avançados em Instrumentação Biomédica, ministrada no curso de Pós Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal do ABC em 2020*. 2020. Citado 2 vezes nas páginas 2 e 16.
- CHENEY, M.; ISAACSON, D.; NEWELL, J. Electrical impedance tomography. *SIAM Review*, v. 41, n. 1, p. 85–101, 1999. Citado na página 9.
- DAVIES, J. H. *MSP430 Microcontroller Basics*. 30 Corporate Drive, Suite 400, Burlington, MA 01803, Estados Unidos da América: Newnes, 2008. Citado na página 10.
- GRIMNES, O. G. M. S. *Bioimpedance and bioelectricity basics*. Amsterdam, USA: Elsevier, 2015. Citado na página 8.
- KWON, O. et al. Electrical impedance tomography and its applications. 2015. Citado 2 vezes nas páginas 8 e 9.
- LEITE, E. V. C. e. a. Real-time detection of pneumothorax using electrical impedance tomography. *Critical Care Medicine*, v. 36, p. 1–10, 2008. Citado na página 9.
- LIONHEART, W. Eit reconstruction algorithms: pitfalls, challenges and recent developments. *Physiol Meas.*, v. 25, 2004. Citado na página 9.
- MACDONALD, J. Impedance spectroscopy. *Annals of Biomedical Engineering*, v. 20, n. 3, p. 289–305, 1992. Citado na página 8.
- MEGALE, P. *TG-Pedro-Megale*. 2020. Acesso em 24 de outubro de 2020. Disponível em: <<https://github.com/megalep/TG-Pedro-Megale>>. Citado na página 23.
- OPPENHEIM, A. V.; SCHAFER, R. W.; BUCK, J. R. *Discrete-time signal processing*. Upper Saddle River, N.J.: Prentice Hall, 1999. Citado 4 vezes nas páginas 11, 13, 15 e 25.
- SANTOS, A. L. dos. *Arquitetura de aquisição de sinais para tomografia por impedância elétrica*. Dissertação (Mestrado) — ESCOLA POLITÉCNICA, UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, 2016. Citado na página 10.

- STMICROELECTRONICS. *DocID13587 Rev 17*. 2015. Citado 4 vezes nas páginas 10, 11, 13 e 15.
- STMICROELECTRONICS. *Reference Manual RM0008 Rev 20*. 2018. Citado 4 vezes nas páginas 11, 13, 15 e 17.
- TANGENTSOFT. *Página inicial - Virtual Ground Circuits*. s.d. Acesso em 21 de agosto de 2019. Disponível em: <<https://tangentsoft.net/elec/vgrounds.html>>. Citado 2 vezes nas páginas 2 e 16.
- TIMPEL. *Página inicial*. 2016. Acesso em 13 de abril de 2019. Disponível em: <<http://www.timpel.com.br/pt/>>. Citado na página 9.
- TK, B. Bioelectrical impedance methods for noninvasive health monitoring: A review. *Journal of Medical Engineering*, Volume 2014, Article ID 381251, 2014. Citado 3 vezes nas páginas 8, 10 e 25.
- WI, H. et al. electrical impedance tomography system with automatic self-calibration for long-term monitoring. *PIEEE Trans Biomed Circuits Syst.*, v. 8, p. 119–128, 2014. Citado na página 10.