

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

ANDRESSA CRISTINA KUIBIDA DOS SANTOS

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE MEDIÇÃO DE BIOIMPEDÂNCIA
PARA AVALIAÇÃO DE ÍNDICES DE COMPOSIÇÃO CORPORAL**

CAMPO MOURÃO

2021

ANDRESSA CRISTINA KUIBIDA DOS SANTOS

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE MEDIÇÃO DE BIOIMPEDÂNCIA
PARA AVALIAÇÃO DE ÍNDICES DE COMPOSIÇÃO CORPORAL**

Development of a bioimpedance measurement prototype for evaluation of body composition
indices

Trabalho de conclusão de curso de graduação
apresentada como requisito para obtenção do
título de Bacharel em Engenharia Eletrônica da
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
(UTFPR).

Orientador(a): Prof. Dr. André Luiz Regis
Monteiro

CAMPO MOURÃO

2021



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/)

Esta licença permite remixe, adaptação e criação a partir do trabalho, para fins não comerciais, desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es) e que licenciem as novas criações sob termos idênticos. Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.

ANDRESSA CRISTINA KUIBIDA DOS SANTOS

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE MEDIÇÃO DE BIOIMPEDÂNCIA
PARA AVALIAÇÃO DE ÍNDICES DE COMPOSIÇÃO CORPORAL**

Trabalho de conclusão de curso de graduação
apresentada como requisito para obtenção do
título de Bacharel em Engenharia Eletrônica da
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
(UTFPR).

Data da aprovação: 26 de novembro de 2021

André Luiz Regis Monteiro
Doutor
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Lucas Ricken Garcia
Mestre
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Leandro Castilho Brolin
Doutor
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

CAMPO MOURÃO

2021

AGRADECIMENTOS

À faculdade, pela oportunidade de ter realizado este curso.

Ao meu orientador e todo o corpo docente por todo o apoio durante a realização deste trabalho.

Aos meus amigos, que me apoiaram a durante a execução deste trabalho,

Agradeço, sobretudo, à minha família, que esteve ao meu lado me fortalecendo constantemente durante todo o momento.

RESUMO

A necessidade de um equipamento de bioimpedância que seja prático, rápido e não invasivo, na hora de adquirir índices de composição corporal, cresceu nas últimas décadas devido a importância no acompanhamento de doenças crônicas como a obesidade e também o desenvolvimento de atletas. Neste projeto foi desenvolvido um protótipo que mensurasse a bioimpedância elétrica (capacidade da célula de se opor a corrente elétrica), para medir índices de composição corporal. Tais índices correspondem a água corporal total, massa livre de gordura e massa gorda. A metodologia desse projeto foi a utilização de uma única frequência para a aquisição dos dados, onde se aplica o sinal senoidal de corrente na frequência de 50 kHz para se obter a bioimpedância. Os testes foram feitos utilizando modelos elétricos de tecido humano. Na leitura da fase, o menor erro foi de 0,52% e maior erro foi de -31,4%. Já na leitura da magnitude, obteve-se um erro mínimo de -1,31% e máximo de 15,68%.

Palavras-chave: bioimpedância; fonte de corrente; modelo elétrico.

ABSTRACT

The need for a bioimpedance equipment that is practical, fast and non-invasive, when acquiring body composition indices, has grown in recent decades due to the importance of monitoring chronic diseases such as obesity and the development of athletes. In this project, a prototype was developed to measure electrical bioimpedance (capacity of the cell to resist electrical current), to measure body composition indices. These indices correspond to total body water, fat-free mass and fat mass. The methodology of this project was the use of a single frequency for data acquisition, where the sinusoidal current signal at a frequency of 50 kHz is applied to obtain the bioimpedance. Tests were performed using electrical models of human tissue. In the phase reading, the smallest error was 0.52% and the largest error was -31.4%. In the magnitude reading, a minimum error of -1.31% and a maximum of 15.68% was obtained.

Keywords: bioimpedance; current source; electric model.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Modelo de cilindro para a relação entre impedância e geometria.	15
Figura 2 - Diagrama simplificado de composição corporal.	16
Figura 3 - Comportamento do tecido humano quando sobre influência de uma corrente elétrica.....	17
Figura 4 - Modelo elétrico completo da célula.	18
Figura 5 - Modelo elétrico da célula.....	18
Figura 6 - Localização dos eletrodos no corpo humano durante a coleta de dados.	20
Figura 7 - Diagrama em blocos do sistema.....	21
Figura 8 - Diagrama em blocos funcional do CI AD5933.	22
Figura 9 - Estágio de recepção de sinal de <i>Zdesconhecida</i>.	23
Figura 10 - Fluxograma de execução da varredura em frequência.	24
Figura 11 - Fonte de corrente controlada por tensão topologia Howland modificada. ...	25
Figura 12 - Esquemático do medidor de bioimpedância. Fonte: Autoria própria (2021).	28
Figura 13 – Placa de circuito impresso do projeto Medidor de bioimpedância.	32

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Níveis de tensão de excitação DC e pico a pico para VDD = 3V3 e 5V.....	22
Tabela 2 - Parâmetros de frequências utilizados.....	25
Tabela 3 - Parâmetros utilizados nos registradores do CI AD5933.....	29
Tabela 4 - Valores ideais de magnitude e fase dos circuitos passados pelo medidor de bioimpedância.	30
Tabela 5 - Comparativo entre os valores de fase ideais e medidos pelo bioimpedancímetro.	31
Tabela 6 - Comparativo entre as magnitudes ideais e medidas pelo bioimpedancímetro.	31

LISTA DE SIGLAS

ADC	<i>Analog-Digital Converter</i>
AMPOP	Amplificador Operacional
BCM	<i>Body Cell Mass</i>
BF	<i>Body Fat</i>
BIA	<i>Bioelectrical Impedance Analysis</i>
BIS	<i>Bioelectrical Impedance Spectroscopy</i>
CAAE	Certificado de Apresentação de Apreciação Ética
CMRR	<i>Common Mode Rejection Ration</i>
DCV	Doenças Cardiovasculares
ECW	<i>Extracellular Water</i>
FFM	<i>Fat Free Mass</i>
FM	<i>Fat Mass</i>
ICW	<i>Intracellular Water</i>
MF – BIA	<i>Multi-Frequency Bioelectrical Impedance Analysis</i>
OMS	Organização Mundial da Saúde
SF – BIA	<i>Single Frequency Bioelectrical Impedance Analysis</i>
TBW	<i>Total Body Water</i>

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	10
1.1	Objetivos	11
1.1.1	Objetivo Geral	11
1.1.2	Objetivos Específicos	11
1.2	Justificativa	11
2.	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	13
2.1	Princípios de bioimpedância	13
2.2	Métodos de análise de bioimpedância	14
2.2.1	SF – BIA – Single Frequency Bioimpedance Analysis.....	14
2.2.2	MF – BIA - <i>Multi-Frequency Bioimpedance Analysis</i>	14
2.2.3	BIS - Bioimpedance Spectroscopy	14
2.3	SF – BIA: Análise de bioimpedância de uma frequência	15
2.3.1	FM – <i>Fat Mass</i> e FFM – <i>Free Fat Mass</i>	16
2.3.2	Princípios Biofísicos.....	17
2.4	Equações de bioimpedância	19
3.	METODOLOGIA	20
3.1	Funcionamento do circuito integrado AD5933	21
3.1.1	Utilização do AD5933	23
3.2	Fonte de corrente	25
4.	RESULTADOS E DISCUSSÕES	28
5.	CONCLUSÃO	34
	REFERÊNCIAS	35
	APÊNDICE A – Código Fonte do tratamento dos dados	38

1. INTRODUÇÃO

Em 2000, a Organização Mundial da Saúde (OMS) definiu obesidade como sendo o acúmulo excessivo ou anormal de gordura no tecido adiposo e a decretou como sendo uma calamidade que está afetando as pessoas de forma globalizada, devido, principalmente, a seus perfis de atividade física e alimentação. A obesidade vem captando bastante atenção nas últimas décadas, e isso se deve ao seu crescente aumento (DIAS *et al.*, 2017).

No período de 2006 a 2016, o excesso de peso cresceu 26,3% e é mais comum em homens. Já, a obesidade cresceu 60% e sua frequência é semelhante em ambos os sexos. Junto a esses aumentos, houve também, o aumento de doenças crônicas como a diabetes (61,8%) e hipertensão (14,2%), o que reflete o perigo existente decorrente da obesidade (VIGITEL, 2016).

Esses dados indicam que se deve manter um acompanhamento dos índices de composição corporal a fim de detectar riscos à saúde. Uma das maneiras de manter o acompanhamento dos índices de composição corporal, é utilizando um equipamento eletrônico que forneça essas informações. Tal equipamento utiliza o conceito de bioimpedância.

A bioimpedância é a capacidade que um biomaterial, morto ou vivo, tem de se opor a corrente elétrica de fonte externa aplicada a ele (NORDBOTTEN, 2008). Seu princípio consiste em aplicar uma corrente elétrica, de baixa intensidade (ordem de microampères - μA) e alta frequência (depende do método, varia de 1 kHz – 1 MHz), no indivíduo a ser analisado e medir a diferença de potencial. As primeiras pesquisas rudimentares sobre o assunto remontam do século XVIII, onde Thomasset conduziu os primeiros estudos utilizando a impedância bioelétrica para a medição da água corporal total (TBW), usando agulhas subcutâneas (KYLE *et al.*, 2004b).

A partir de então, as técnicas foram e continuam sendo aprimoradas. Hoje, a impedância bioelétrica tem se mostrado um método confiável para a análise de composição corporal. Isso se deve a sua facilidade de utilização, custo baixo e característica não-invasiva do sistema. A medição de bioimpedância está sendo cada vez mais utilizada na área médica e suas aplicações cada vez mais amplas. Portanto, tornou-se uma importante ferramenta para o monitoramento de fenômenos e eventos biológicos de diversas naturezas (KHALIL; MOHKAR; IBRAHIM, 2014), podendo-se destacar a detecção precoce de câncer, análise do fluxo sanguíneo, auxílio no tratamento de hipertensão, índice de gordura corporal, etc. (MUMBELLI, 2015).

1.1 Objetivos

Nesta seção serão descritos os objetivos gerais e objetivos específicos do trabalho.

1.1.1 Objetivo Geral

Desenvolver um protótipo de medição de bioimpedância de uma única frequência (SF - BIA - *Single Frequency Bioelectrical Impedance Analysis*), utilizando o circuito integrado AD5933, e realizar análises em modelos elétricos de tecido (redes de resistor-capacitor).

1.1.2 Objetivos Específicos

O objetivo geral pode ser dividido nos seguintes objetivos específicos:

- Projetar e implementar protótipo com base no conversor de impedância AD5933 e apresentar resultados na tela do computador.
- Implementar comunicação entre o AD5933 (protótipo) e o computador, utilizando o microprocessador ATmega328.
- Desenvolver *software* para a comunicação do microcontrolador com o AD5933.
- Desenvolver *software* para a comunicação do computador com o microcontrolador e para o tratamento e interpretação dos dados.
- Realizar testes utilizando os modelos elétricos (redes R-C).

1.2 Justificativa

A obesidade é uma doença crônica, considerada pela OMS um dos problemas de saúde mais graves a ser tratado. No último estudo feito pelo IBGE em 2019, detectou que 55,4% das pessoas no Brasil estão acima do peso (IMC igual ou maior do que 25) e houve um aumento de 72% de pessoas obesas, passando de 11,8% em 2006 para 20,3% em 2019 (IBGE, 2019).

Com o aumento de pessoas obesas e com sobrepeso nos últimos anos, a necessidade de acompanhamento de índices de composição corporal se torna imprescindível. Isso se deve ao risco de saúde associado, como por exemplo doenças crônicas, cardiovasculares, etc. Aproximadamente 13 em cada 100 casos de câncer no Brasil são atribuídos ao sobrepeso e obesidade, sugerindo uma carga significativa da doença pelo excesso de gordura corporal (INCA, 2017).

Nesse cenário, equipamentos, como medidor de bioimpedância, que ajudam no acompanhamento de composição corporal, sem ser invasivos e que oferecem rapidez e praticidade na hora do uso são essenciais. Além disso, esses equipamentos são muito utilizados para atletas, clínicas de nutrição e academias na hora de acompanhar o desenvolvimento e evolução dos índices (FERREIRA; SOUSA; ARAÚJO, 2012).

Considerando os dados da OMS e os benefícios que um equipamento de bioimpedância pode fornecer, entende-se completamente justificável este projeto. Além disso, contribui para o desenvolvimento acadêmico e científico na área de instrumentação biomédica.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo apresenta brevemente os conceitos fundamentais que norteiam o desenvolvimento do medidor de bioimpedância.

2.1 Princípios de bioimpedância

As propriedades elétricas de tecidos biológicos são categorizadas com base na origem elétrica celular, podendo apresentar uma resposta passiva ou ativa. A resposta ativa, ocorre quando o tecido biológico produz a eletricidade, como no processo de despolarização de células. Já a resposta passiva, ocorre quando o tecido biológico é estimulado através da aplicação de uma corrente elétrica externa (GRIMNES; MARTINSEN, 2015).

A impedância é definida pela oposição ao fluxo de corrente elétrica e é expressa pela letra Z . Ela possui magnitude ($|Z|$) e fase (ϕ), e pode ser expressa de forma complexa com sua parte real representada por uma resistência (R) e a parte imaginária representada por uma reatância (X_C – capacitiva, ou X_L – indutiva). É, também, definida matematicamente como a razão entre tensão V e corrente I , como se pode ver em (1). Portanto, a impedância bioelétrica pode ser definida como a habilidade que o biomaterial possui de dificultar a passagem da corrente elétrica (GRIMNES; MARTINSEN, 2015).

$$Z = V/I \quad (1)$$

$$Z = R - jX_C \quad (2)$$

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X_C^2} \quad (3)$$

$$\phi = \tan^{-1}(X_C/R) \quad (4)$$

A bioimpedância é uma grandeza complexa composta pela resistência elétrica R e reatância capacitiva X_C , conforme (2). Em (3) e (4), são dadas as representações matemáticas da magnitude e fase da bioimpedância (KHALIL; MOHKTAR; IBRAHIM, 2014).

O ângulo fasorial (Φ), mede a relação entre reatância e resistência, no qual varia de 0° a 90° . Sendo pequeno, o ângulo fasorial representa baixa reatância capacitiva e alta resistência. Sendo grande, o ângulo fasorial representa alta reatância capacitiva e baixa resistência. A bioimpedância tem teor mais resistivo do que capacitivo. Assim, tendo em vista um indivíduo saudável, a média do ângulo fasorial (ϕ) medido apresenta-se entre 4° e 10° (CALIXTO, 2005).

2.2 Métodos de análise de bioimpedância

Análise de bioimpedância é frequentemente usada para estimar a composição corporal. Para medir a bioimpedância injeta-se no indivíduo uma corrente de baixa amplitude, alta frequência e usa-se o princípio básico mostrado em (1) para calculá-la. Após obtido o valor da bioimpedância, são calculados os índices de composição corporal utilizando os equacionamentos apropriados para cada método (KHALIL; MOHKOTAR; IBRAHIM, 2014).

Existem três métodos de análise da bioimpedância:

- SF – BIA (*Single Frequency Bioelectrical Impedance Analysis*),
- MF – BIA (*Multi-Frequency Bioelectrical Impedance Analysis*) e,
- BIS (*Bioelectrical Impedance Spectroscopy*).

2.2.1 SF – BIA – Single Frequency Bioimpedance Analysis

SF – BIA é o método mais estudado e utilizado em equipamentos comerciais. Trabalha somente com uma frequência, normalmente 50 kHz. O valor da bioimpedância é usado em conjunto com dados antropométricos, idade e sexo para prever os índices de composição corporal utilizando equações de regressão linear empíricas (KHALIL; MOHKOTAR; IBRAHIM, 2014).

2.2.2 MF – BIA - *Multi-Frequency Bioimpedance Analysis*

A análise utilizando multi-frequência parte do princípio de que a bioimpedância é dependente da frequência da corrente aplicada no corpo. Expondo o indivíduo a baixas e altas frequências, permite a diferenciação entre a água intracelular (*ICW - Intracellular Water*) e a água extracelular (*ECW - Extracellular Water*), possibilitando a determinação de ambas (KHALIL; MOHKOTAR; IBRAHIM, 2014).

2.2.3 BIS - Bioimpedance Spectroscopy

A análise da bioimpedância que utiliza uma larga banda de frequências é conhecida como espectroscopia de impedância bioelétrica. Baseia-se no princípio da determinação da impedância cujas frequências variam de poucos hertz a teoricamente, infinitos. Primeiro determina-se a resistência elétrica da ECW e ICW, e então calcula-se o volume dessas componentes. Calculando a diferença entre ICW e ECW, é possível estimar a BCM (KHALIL; MOHKOTAR; IBRAHIM, 2014).

No Quadro 1, encontram-se os índices de composição corporal que cada método consegue mensurar.

Quadro 1 - Dimensões antropométricas que podem ser medidas utilizando várias BIAs.

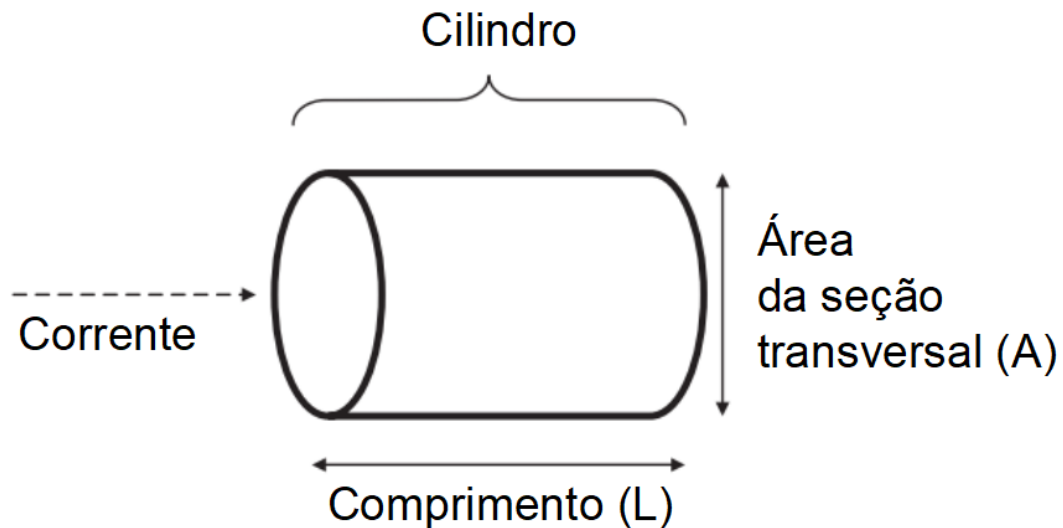
Dimensão Antropométrica	SF – BIA	MF – BIA	BIS
FFM - Fat Free Mass	X	X	X
FM - Fat Mass	X	X	X
TBW - Total Body Water	X	X	X
ECW - Extracellular Water		X	X
ICW - Intracellular Water		X	X
BCM - Body Cell Mass			X

Fonte: Baseado em KYLE *et al.*, (2014a)

2.3 SF – BIA: Análise de bioimpedância de uma frequência

Para SF – BIA, o corpo é tratado como um único cilindro com resistividade constante a fim de manter a relação entre geometria-impedância, conforme modelo apresentado na Figura 1 (KHALIL; MOHKAR; IBRAHIM, 2014; LUKASKI *et al.*, 1985).

Figura 1 - Modelo de cilindro para a relação entre impedância e geometria.



Fonte: Adaptado de Kyle *et al.* (2004a, p.2).

A resistência de um comprimento de material condutivo homogêneo de área transversal uniforme, é proporcional ao seu comprimento e inversamente proporcional à sua área transversal, como pode ser visto em (5) onde ρ é a resistividade, A é a área transversal e L é o comprimento (KYLE *et al.*, 2004b).

$$Z = \rho L/A \quad (5)$$

Multiplicando ambos os lados de (5) por L/L , resulta:

$$Z = \rho L^2/AL \quad (6)$$

Onde AL corresponde ao volume V , logo:

$$Z = \rho L^2/V \quad (7)$$

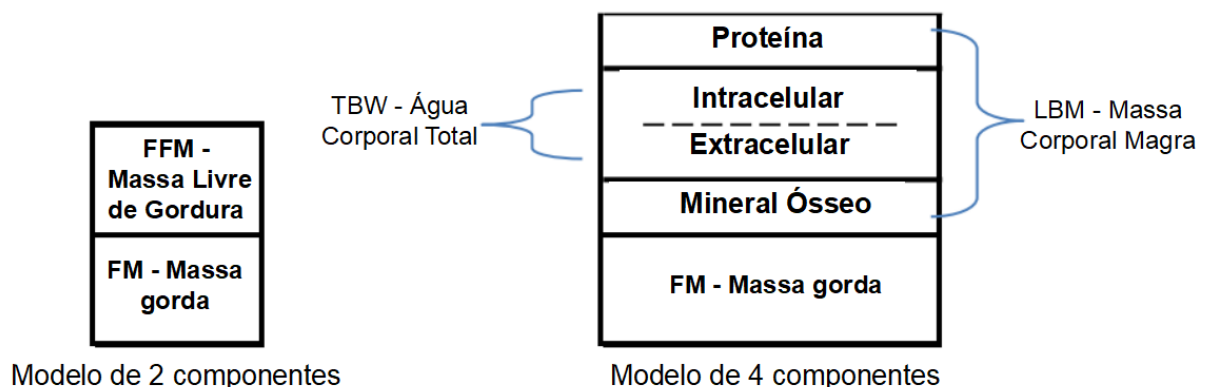
Em sistemas biológicos, condução elétrica está relacionada a água e distribuição de íons no condutor. A massa livre de gordura (que inclui matriz proteica de tecido adiposo), teoricamente, contém toda a água e eletrólitos condutivos do corpo e a condutividade é muito maior em FFM do que em FM. Em 1950, Nyboer propôs em (7). Foi ele o primeiro a demonstrar que volumes biológicos eletricamente determinados eram inversamente relacionados com a impedância, resistência e reatância (NYBOER; KREIDER; HANNAPEL, 1950 apud LUKASKI *et al.*, 1985). Rearranjando (7) obtém-se a expressão para o volume (V), dada por (8):

$$V = \rho L^2/Z \quad (8)$$

2.3.1 FM – *Fat Mass* e FFM – *Free Fat Mass*

Na avaliação de composição corporal, há vários modelos usados na descrição de tecido. Na Figura 2 é apresentado o diagrama do modelo de dois componentes, que separa o corpo em FFM e FM, e quatro componentes que separam o corpo em proteína, TBW, minerais e FM.

Figura 2 - Diagrama simplificado de composição corporal.



Fonte: Adaptado de Chanchairujira e Mehta (2005, p.2).

A SF – BIA utiliza o modelo de 2 componentes, sendo uma das abordagens mais usadas para estimar composição corporal em adultos. Como nesse modelo o corpo é dividido

somente em FFM e FM, é inapropriado utilizar este método em crianças, pois as proporções de FFM, proteínas e minerais estão em constante mudança com o crescimento (LEE; GALLAGHER, 2008).

A FM é dada pela diferença entre o peso W e a FFM, como mostrado em (9). Já, a FFM atua como condutora e ajuda na passagem da corrente elétrica devido aos eletrólitos dissolvidos na TBW, pois o componente em maior quantidade na FFM é água, tendo uma estimativa de 73,2% em indivíduos com hidratação normal, como exposto em (10) (KHALIL; MOHKTAR; IBRAHIM, 2014).

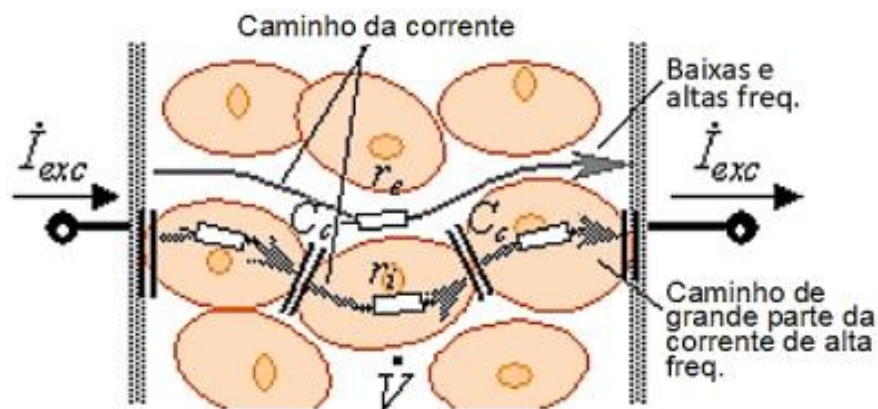
$$FM = W - FFM \quad (9)$$

$$TBW = 0,732 \times FFM \quad (10)$$

2.3.2 Princípios Biofísicos

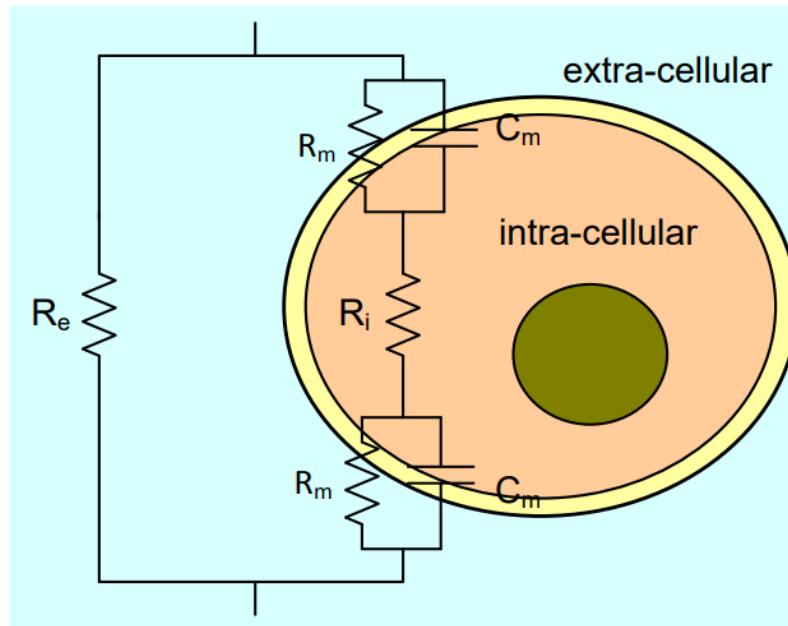
Os elementos biológicos podem ser modelados em função de resistências e reatâncias capacitivas, pois são dependentes da frequência ao qual são submetidos devido a sua estrutura biofísica (GRIMNES; MARTINSEN, 2015). Isso é evidenciado nas Figuras 3 e 4, onde pode-se ver que em baixas frequências a corrente não penetra a membrana celular, pois ela atua como um capacitor. Então, a corrente passa pelo fluido extracelular, que dá origem a parcela resistiva da bioimpedância. Em altas frequências, a corrente atravessa a membrana celular, passando tanto pelo meio intracelular como extracelular, assim sendo, a resistência total do corpo é dada pela combinação de ambas (KYLE *et al.*, 2004b).

Figura 3 - Comportamento do tecido humano quando sobre influência de uma corrente elétrica.



Fonte: Adaptado de Kasemaa (2011, p. 16).

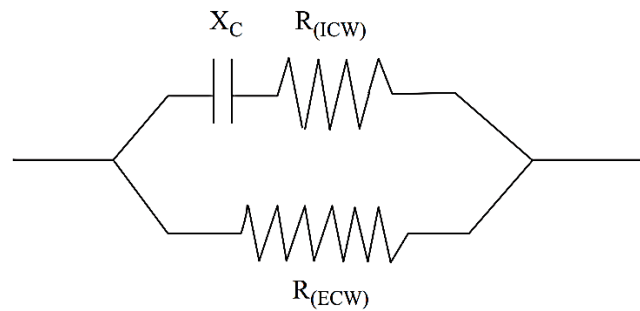
Figura 4 - Modelo elétrico completo da célula.



Fonte: YANG, AROUL e WEN (2013).

Simplificando o esquema elétrico da célula apresentado na Figura 4, obtém-se o esquema elétrico da célula, que pode ser visto na Figura 5, onde $R_{(ICW)}$ é a resistência da água intracelular, $R_{(ECW)}$ a resistência da água extracelular e X_C a capacitância da membrana celular.

Figura 5 - Modelo elétrico da célula.



Fonte: NORDBOTTEN (2008).

2.4 Equações de bioimpedância

Ao longo dos anos, grupos de pesquisa vêm desenvolvendo e validando equações que predizem índices de composição corporal. Kyle et al (2004b) fez uma compilação de algumas equações de BIA publicadas desde 1990 para avaliação de índice de composição corporal (TBW, FM e FFM) em adultos. As predições das equações foram limitadas a 40 indivíduos saudáveis.

No Quadro 2, são mostradas algumas equações validadas com o propósito da obtenção dos parâmetros FFM, TBW e %BF e que poderiam ser utilizadas no presente projeto. Onde, H é altura em cm, R é a resistência em Ω , W é o peso em kg, R50 é a resistência em 50 kHz para SF-BIA de 50 kHz, Z100 é a impedância em 100 kHz para SF-BIA em 100 kHz, *sex* é sexo (masculino ou feminino), *age* é Idade e *CircCoxa* é circunferência da coxa em cm.

Quadro 2 - Equações de Bioimpedância.

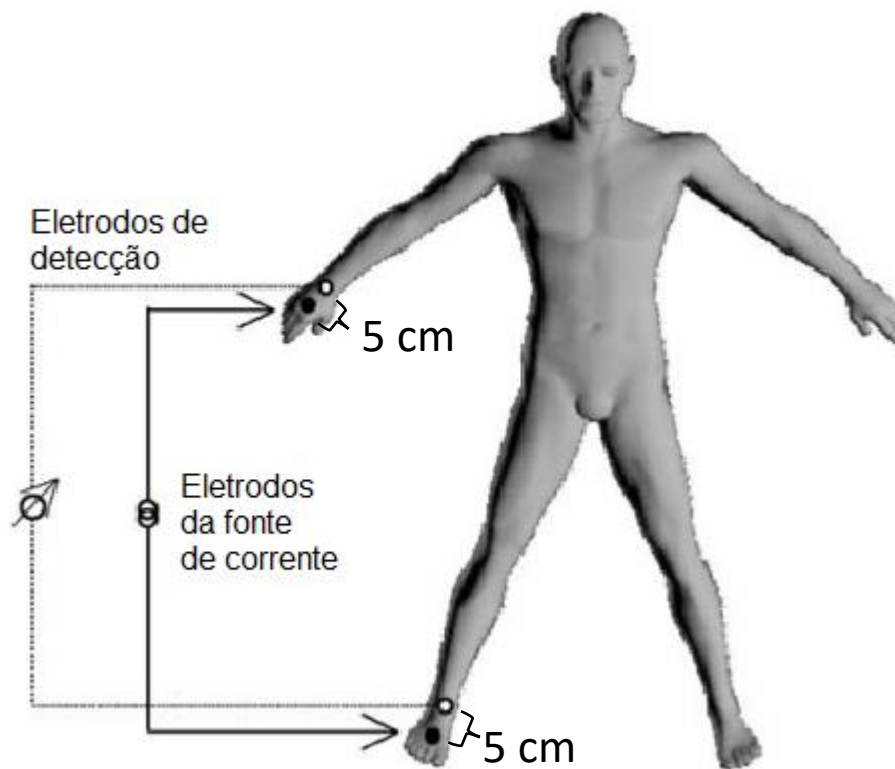
Autor	Parâmetro Medido	Equação
Jenkins (1999)	FFM: 10-18 Anos	$0,832H^2/R + 0,0478W + 0,150Xc + 0,323age - 12,772$
Kyle et al. (2001)	FFM: 18-94 Anos	$- 4,104 + 0,518H^2/R_{50} + 0,231W + 0,130X_C + 4,229sex$
Deurenberg et al. (1995)	TBW: Sem faixa de idade	$6,69 + 0,34573H^2/Z_{100} + 0,17065W - 0,11age + 2,66sex$
Deurenberg et al. (1995)	TBW: Sem faixa de idade	$6,53 + 0,36740H^2/Z_{50} + 0,17531W - 0,11age + 2,83sex$
Young a Sinha (1992)	%BF: 8-21 Anos	$- 0,3981H^2/R + 0,3066W + (0,0953H - 100) + 0,7414$
Heitmann (1990)	%BF: 35-65 Anos	$- 0,283H^2/R - 0,222H + 0,804W - 0,283sex W + 18,71$
Baumgartner et al. (1991)	%BF: 65-94 Anos	$- 23,58 + 20,03(R_{50}W)/H^2 + 0,29CircCoxa$

Fonte: Adaptado de MUMBELLI (2015, p.31).

3. METODOLOGIA

Para fazer a medição da bioimpedância, aplica-se uma corrente elétrica alternada pelo corpo do indivíduo a ser analisado e então mede-se a diferença de potencial entre os pontos aplicados. Foi utilizado a análise de bioimpedância com disposição tetrapolar dos eletrodos, como mostra a Figura 6, onde os eletrodos de corrente e de captação do sinal ficam no pulso e tornozelo. Os eletrodos são colocados distantes (em torno de 5 cm) um do outro para diminuir os efeitos da impedância de contato dos eletrodos e a impedância da pele.

Figura 6 - Localização dos eletrodos no corpo humano durante a coleta de dados.

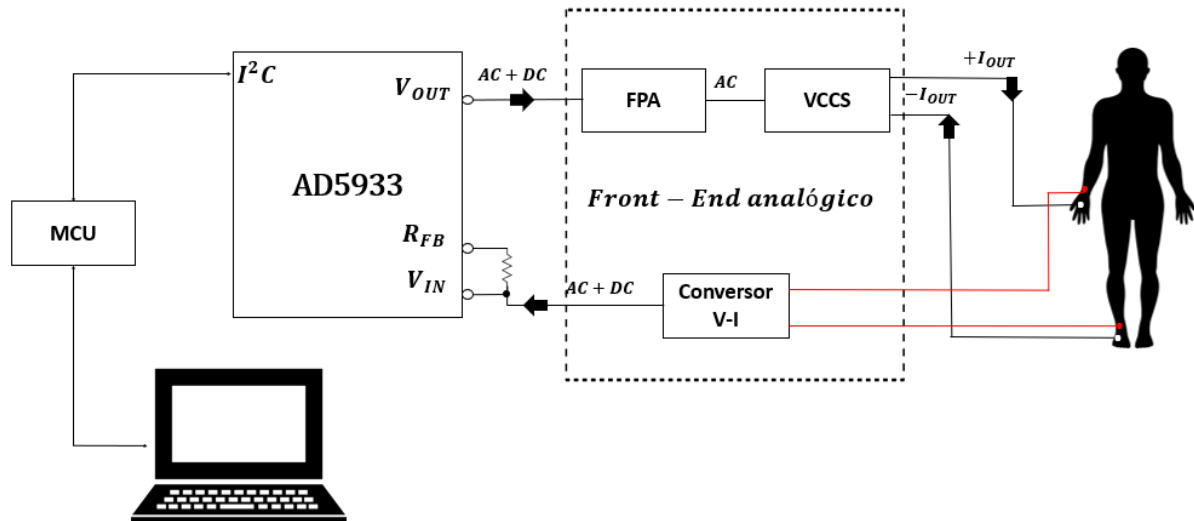


Fonte: Adaptado de KYLE *et al.* (2004b, p.4).

Na Figura 7, há o diagrama em blocos do sistema implementado. O fluxo começa no MCU, responsável por mandar os comandos ao AD5933, após isso, o AD5933 emite a onda de excitação para a impedância e esse sinal passa primeiro por um filtro passa altas (FPA) para filtrar o nível DC. Então, o sinal CA passa por uma fonte de corrente controlada por tensão, fonte Howland modificada, na qual mantém a corrente constante independente da carga aplicada. Mantendo-se o sinal alternado com amplitude constante, utilizando-se de eletrodos na forma tetrapolar, ele é aplicado no tecido humano, como citado anteriormente. O AD5933 lê e interpreta a diferença de potencial, resultando no valor real e imaginário de impedância; o

microcontrolador transfere os dados ao computador que os armazena e trata, transformando-os em informação útil.

Figura 7 - Diagrama em blocos do sistema.



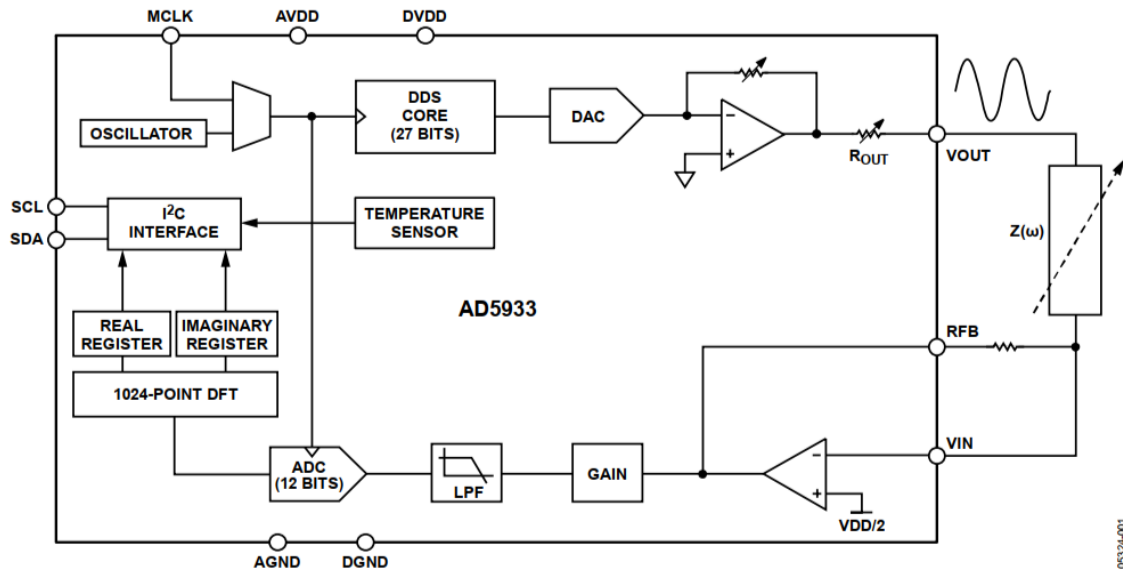
Fonte: Autoria Própria (2021).

3.1 Funcionamento do circuito integrado AD5933

O circuito integrado AD5933 é um conversor de impedância de alta precisão com um sistema interno de conversão e um DDS (*Direct Digital Synthesis*) gerador de frequência para excitar a impedância desconhecida ($Z_{desconhecida}$) sob teste. O sinal de resposta vindo de $Z_{desconhecida}$ é amplificado por RFB e amostrado por um ADC interno de 12 bits e 1 MSPs. A transformada discreta de Fourier (DFT) é executada usando um processador DFT de 1024 pontos *on-board*, e devolve o número real e imaginário para cada frequência selecionada na varredura.

No diagrama apresentado na Figura 8 pode-se observar todos os blocos constituintes do AD5933. Possui uma interface de comunicação I²C escravo, que conectada a um dispositivo mestre, pode ser controlada. É através dessa interface (pinos: SDA e SCL) que ocorre a transmissão de dados para o AD5933, obtendo-se os dados reais e imaginários de impedância, usando como mestre o microcontrolador ATmega328.

Figura 8 - Diagrama em blocos funcional do CI AD5933.



Fonte: Analog Devices (2017).

O oscilador interno tem duas opções de fonte de *clock*, um interno (16,776 MHz) e o pino MCLK que pode ser conectado a uma fonte externa de *clock*. A frequência gerada pode ser escolhida via *software* e pode variar de 1 kHz a 100 KHz, com uma resolução de 27 bits (0,1 Hz).

O sinal de excitação de $Z_{desconhecida}$ é emitido pelo pino VOUT. Pode-se escolher entre quatro níveis de tensão V_{PP} e seu nível DC correspondente. A Tabela 1 mostra os níveis de tensão de excitação de acordo com o nível DC escolhido, para cada valor de tensão de alimentação 5 V ou 3V3.

Tabela 1 - Níveis de tensão de excitação DC e pico a pico para VDD = 3V3 e 5V.

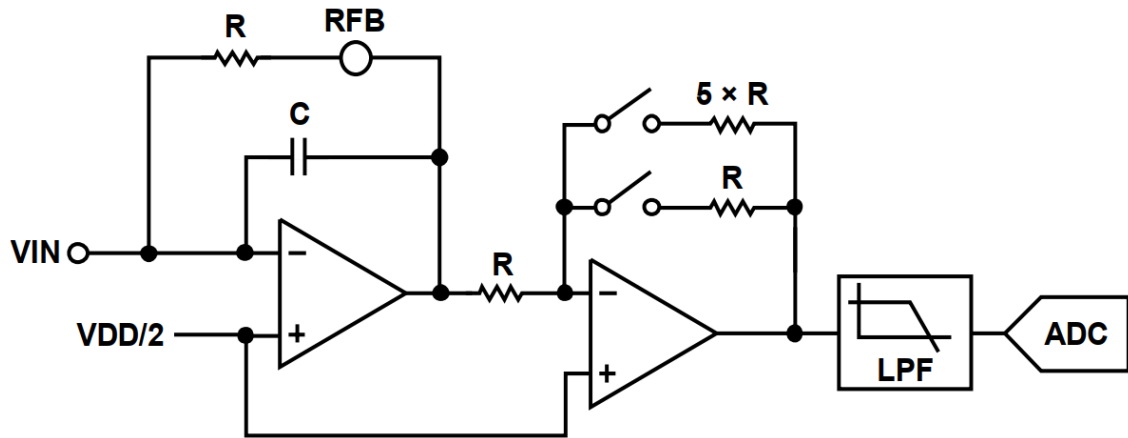
Id	VDD = 3V3		VDD = 5V	
	Tensão de excitação	Nível DC	Tensão de excitação	Nível DC
1	1,98VPP	1,48V	3VPP	2,24V
2	970mVPP	760mV	1,47VPP	1,15V
3	383mVPP	310mV	580mVPP	470mV
4	198mVPP	173mV	300mVPP	262mV

Fonte: Adaptado de Analog Devices (2017, p.13).

Há duas formas de aplicar ganho ao sinal da carga ($Z_{desconhecida}$), a primeira via *software*; usando o PGA que permite um ganho unitário ou de cinco vezes. O segundo via *hardware*, colocando um resistor entre os pinos RFB e VIN. Na Figura 9, pode-se ver a

configuração de amplificadores operacionais (AMPOP) usados no estágio de entrada do sinal e como os ganhos citados são implementados.

Figura 9 - Estágio de recepção de sinal de $Z_{desconhecida}$.



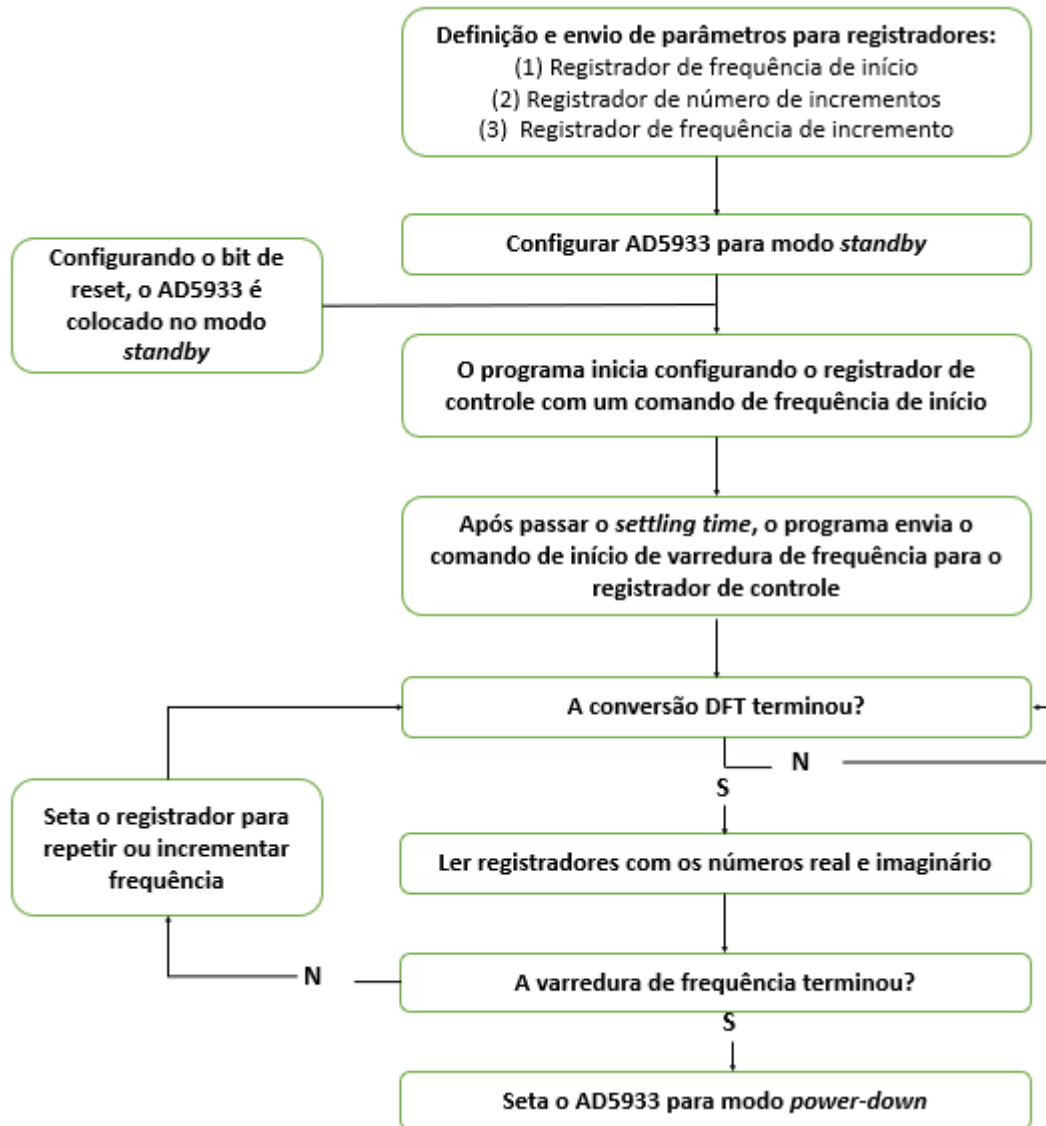
Fonte: Analog Devices (2017).

3.1.1 Utilização do AD5933

A Figura 10 mostra o fluxograma de execução de uma varredura em frequência. A primeira coisa a ser feita é a definição de parâmetros e sua respectiva gravação nos registradores correspondentes. O próximo passo é colocar o AD5933 em *standby* para assim, a rotina começar. O que ocorre em seguida é um atraso entre um comando de varredura de frequência inicial / frequência de incremento / frequência de repetição e o tempo em que uma conversão ADC começa, quem determina esse atraso é o registrador do *settling time*. Esse atraso existe para estabilização dos processos.

Após isso, espera-se a DFT terminar para que os números reais e imaginários sejam lidos e assim é verificado se a varredura terminou, se sim, o programa finaliza, caso contrário, o registrador de incremento/repetição é configurado e repetem-se as etapas a partir da espera da finalização da DFT até que se encerre a rotina.

Figura 10 - Fluxograma de execução da varredura em frequência.



Fonte: Baseado em Analog Devices (2017, p.22).

Na Tabela 2, pode-se ver os parâmetros que foram utilizados. Os registradores de frequência de início e incremento possuem 24 bits cada, já o de número de incremento possui 9 bits, limitando em 511 incrementos. Os valores precisam ser convertidos em hexadecimal (HEX) para serem gravados nos registradores. Para o número de incrementos, a conversão é feita diretamente, já para as frequências de início/ incremento segue (11).

$$Freq_{hex} = \left(\frac{freq}{\frac{MCLK}{4}} \right) \times 2^{27} \quad (11)$$

Tabela 2 - Parâmetros de frequências utilizados.

Parâmetro	Valor
Frequência de início	50 kHz
Número de incrementos	50
Frequência de incremento	0 Hz

Fonte: Autoria própria (2021).

É necessário excitar a $Z_{desconhecida}$ com 50 kHz, sendo assim, a frequência de incremento é zero. Já o valor de 50 kHz foi escolhido, pois tem se mostrado eficiente entre muitos autores para a avaliação de composição corporal. Além disso, para frequências maiores, a complexidade do sistema aumenta, assim como para frequências menores, a eficácia diminui (MOREIRA, 2001).

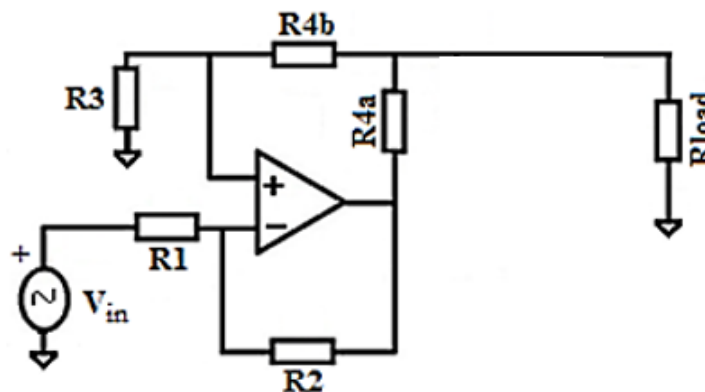
3.2 Fonte de corrente

A fonte de corrente utilizada para excitação da carga foi a Fonte de Corrente Howland modificada (FCHM), uma das mais empregadas em medidores de bioimpedância por sua simplicidade e larga faixa de trabalho. Diferentes topologias são utilizadas para medições de bioimpedância, mas de acordo com Morcelles (2017), a topologia mostrada na Figura 11, possui uma boa performance, além de ser facilmente implementada. Pelo seu desempenho e facilidade, esta foi a topologia escolhida para executar esse projeto.

A FCHM, é uma fonte de corrente controlada por tensão, sua corrente é dada por (12), onde depende somente da tensão de entrada e do resistor R4b., onde a entrada do sinal encontra-se na entrada inversora do amplificador operacional, por essa apresentar maior estabilidade.

$$iL = -V_{in}/R4b \quad (12)$$

Figura 11 - Fonte de corrente controlada por tensão topologia Howland modificada.



Fonte: Adaptada de Zarafshani et al (2017, p. 5).

Essa fonte de corrente, é extremamente dependente do balanceamento dos resistores usados, pois por inspeção, percebe-se que os lados (lado da entrada positiva e lado da entrada negativa do AMPOP) do circuito são espelhados. E é por esse balanceamento bilateral, que a corrente de saída é definida em (12) (ZARAFSHANI *et al.*, 2017).

Como já mencionado, a corrente aplicada no corpo humano deve ser constante, ou seja, a fonte de corrente deve ser estável, sem grandes variações na corrente de saída. A estabilidade da FCHM é determinada pela impedância de saída, que quanto mais alta, mais estável a corrente fica.

Além do balanceamento dos resistores, outro fator que influencia diretamente na impedância de saída é o CMRR (taxa de rejeição de modo comum). Esse parâmetro do amplificador deve ser no mínimo de 80 dB (NOVELETTO; BERTEMES-FILHO; DUTRA, 2016). Por isso, foi escolhido o amplificador TL081, que se enquadra nas necessidades e é de fácil acesso.

O balanceamento dos resistores deve seguir a seguinte proporção, $R1 = R2$ e $R3 = (R4a + R4b)$. Desta forma, a corrente de saída iL depende somente da tensão de entrada e do resistor $R4b$, conforme (12).

Se os resistores do circuito apresentassem seus valores nominais, a impedância de saída da fonte (Z_o) seria teoricamente próxima do infinito, observe (13). Todavia, se tratando de componentes não ideais, essa impedância muda. Por isso, a importância de os resistores do sistema serem precisos, para garantir a estabilidade da fonte. Recomenda-se a sugestão de no mínimo 1% de tolerância (NOVELETTO; BERTEMES-FILHO; DUTRA, 2016).

$$Z_o = \frac{\frac{R1}{R2} \cdot \frac{R4_b(R3 + R4_a)}{(R4_a + R4_b)}}{\frac{R3}{(R4_a + R4_b)} - \frac{R1}{R2}} \quad (13)$$

Nesse trabalho foi utilizado um *array* de resistores (LT5400) com 0,01% de tolerância ao valor nominal de 9,59 k Ω . Resistores de precisão são geralmente caros e difíceis de se comprar, por isso, há formas de balanceamento do circuito, quando não se possui resistores tão precisos, como por exemplo a utilização de trimpots para balancear o circuito manualmente.

Com os subsistemas apresentados, e com a ajuda de circuitos auxiliares, foi desenvolvido o sistema de medição de bioimpedância apresentada, que consiste em: (I) Fonte de corrente; (II) Circuito Integrado AD5933; (III) Microcontrolador ATmega328 (Arduino

nano); (IV) Filtro RC passa altas; (V) Fonte de alimentação; (VI) Conversor de tensão para corrente; (VII) Seletor de tensão para o CI AD5933; (VIII) Saída para a carga; (IX) VDD/2.

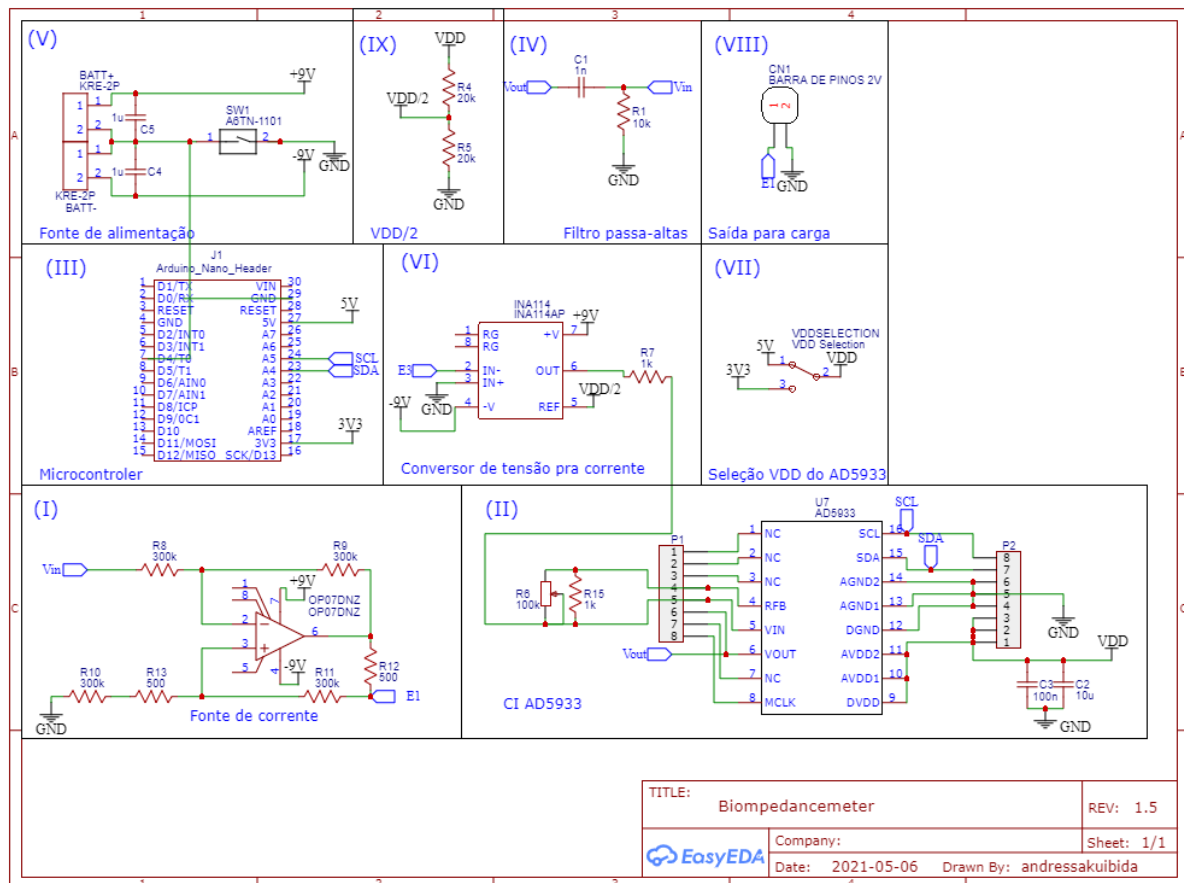
O fluxo de sinais seguiu o diagrama apresentado da Figura 7, onde o Arduino nano (III) promoveu a comunicação do CI com o PC, via I^2C , programando o CI e possibilitando a leitura dos valores lógicos que ele devolvia. O CI (II), devidamente configurado, gera a onda senoidal em 50 kHz com uma tensão DC associada, portanto, deve-se filtrar a tensão DC usando o filtro passa-altas (IV). Após filtrado, o sinal senoidal ($V = 386 \text{ mV}$) segue para a fonte de corrente (I), com valor de saída de corrente de $772 \mu\text{A}$ ($i = 386 \text{ mV}/500 \Omega$). O sinal lido na carga, é retornado para o sistema através do conversor de tensão para corrente (VI), e seguida é lido pelo ADC do CI, onde os dados são amostrados e enviados para o Arduino e por seguinte o PC, para tratamento final.

Foi desenvolvido um código em *python* (Apêndice A) para facilitar os cálculos da impedância. Assim, os dados da serial do Arduino, em formato de texto, são enviadas para o programa em *python*, fechando o ciclo de leitura de impedância.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo, são apresentados os resultados obtidos no desenvolvimento do medidor de bioimpedância. Na Figura 12 é apresentado o esquema elétrico desenvolvido para o projeto em questão.

Figura 12 - Esquemático do medidor de bioimpedância.



Fonte: Autoria própria (2021).

A programação do AD5933 foi feita baseando-se em uma biblioteca presente no *github*, disponível em: <https://github.com/mjmeli/arduino-ad5933>. Foram feitas modificações no código fonte para se adequar as necessidades de projeto, como a implementação da *feature settling time*. A comunicação I^2C foi feita via hardware, através dos pinos SCL e SDA, e via software, usando a biblioteca *wire* do Arduino. A Tabela 3, mostra os parâmetros que foram programados e utilizados para a execução das leituras. Note que, como a frequência de interesse é 50 kHz, a frequência de início foi configurada para 50 kHz e a frequência de incremento em zero. O número de incrementos foi configurado para 50, para obter-se 50 amostras de medições do mesmo circuito, para o cálculo da média aritmética para obtenção dos resultados. O valor 100 para *Settling cycles* foi definido como um bom valor para este registrador e foi escolhido

empiricamente. O ganho PGA feito via *software* foi mantido unitário, pois caso contrário o AD5933 satura. Já a tensão de excitação foi escolhida levando em consideração o valor máximo de corrente permitida pelas normas de biossegurança (IEC 60479-1) e foi calculado utilizando (12), assim a fonte de corrente possui valor nominal de $766 \mu A$ ($i = 383 \text{ mVpp}/500 \Omega$). Como a frequência de interesse é da ordem de KHz, não foi preciso se preocupar com o *clock*, uma vez que o *clock* interno do CI atende a exigência e, por isso o registrador foi ajustado para essa escolha. Mas, caso fosse necessário utilizar frequências abaixo de 1 KHz ou acima de 100 kHz seria preciso conectar um *clock* externo ao CI.

Tabela 3 - Parâmetros utilizados nos registradores do CI AD5933.

Registrador	Valor
Freq_inicio	50000 Hz
Freq_incremento	0 Hz
Numero_inc	50
<i>Settling cycles</i>	100
Ganho PGA	$\times 1$
Tensão de excitação	383 mVpp (<i>range 3</i> e VDD = 3V3)
<i>Clock</i>	16,776 MHz (interno)

Fonte: Autoria própria (2021).

Após configurados os parâmetros no CI, se faz necessário fazer a calibração inicial com um resistor de valor conhecido. O resistor de calibração utilizado foi um de 500Ω e tolerância de 1%, e foi medido com um multímetro para verificação de seu valor. Conectou-se o resistor de calibração no sistema e foram obtidos os dados brutos. Para esse resistor, em específico, o resultado da leitura foi: número real/imaginário $R = -1273$; $Im = 417$, número este utilizado para o cálculo do fator de correção. Este cálculo é feito dividindo-se o valor da impedância lida pelo sensor pela carga de referência (500Ω).

A folha de dados do AD5933 exemplifica sua utilização básica (tensão constante na saída, corrente varia conforme a carga varia). Assim, como o medidor de bioimpedância necessita de corrente constante, inseriu-se uma fonte de corrente na saída do CI e a corrente que a carga recebe passou a ser constante e a tensão varia de acordo com a mudança de carga. Portanto, as equações apresentadas na folha de dados não podem ser utilizadas para a calibração e cálculo de impedância, assim a calibração foi feita calculando-se um fator de correção e para toda nova leitura, divide-se o valor bruto lido pelo fator de correção.

Esse sistema foi testado em resistores e capacitores individualmente e também em modelos elétricos (circuito RC), ou seja, com valores que se assemelham ao valor real da impedância do corpo humano. As impedâncias dos resistores testados foram medidas utilizando um multímetro (Minipa ET-1100A), sem considerar a fase relacionada a passagem do sinal de 50 kHz, que normalmente gera uma indutância parasita (resultando em fase positiva). As impedâncias dos capacitores foram calculadas utilizando seu valor nominal na frequência do sinal injetado, com a fórmula $Z_c = -\frac{1}{j\omega C}$. As impedâncias equivalentes dos circuitos RC foram calculadas, mas sem levar em consideração a tolerância de 10% que o capacitor tem de fábrica.

A Tabela 4, mostra os valores de impedância lidos para testar o medidor de bioimpedância, onde na primeira coluna tem-se o circuito (com valores medidos como descrito acima), e as magnitudes e fases de cada circuito.

Tabela 4 - Valores ideais de magnitude e fase dos circuitos passados pelo medidor de bioimpedância.

Circuito	Magnitude (Ω)	Fase (graus)
235 Ω	235,00	0,00
384 Ω	384,00	0,00
660 Ω	660,00	0,00
4,7nF	677,25	-90,00
3,3nF	964,60	-90,00
4,7nf // 235 Ω	222,00	-19,13
(4,7nf // 235 Ω) + 500 Ω	713,57	-5,81
(4,7nf + 235 Ω) // 500 Ω	358,62	-28,20
(10nf + 235 Ω) // 500 Ω	246,98	-30,14

Fonte: Autoria própria (2021).

Nas Tabelas 5 e 6, há os resultados das medições executadas com o medidor de bioimpedância proposto. Note que para as unidades resistivas, a fase se apresenta ligeiramente indutiva. Já as fases das unidades capacitivas, divergiram do que se era esperado. Isso ocorreu provavelmente devido às capacitâncias parasitas no sistema e o ligeiro desbalanço entre os resistores da fonte de corrente, o que causa uma leve oscilação na corrente de saída do sistema, causando erros dependendo da carga colocada em prova. Outro ponto que acarreta em erros de medição é a conexão física da carga no conector de entrada do medidor de bioimpedância, a menor diferença de mudança de posição física pode acarretar em pequenas alterações na leitura

do sinal. Em contraposição, os circuitos medidos que continham resistor e capacitor, tiveram a fase bem próxima do ideal.

Tabela 5 - Comparativo entre os valores de fase ideais e medidos pelo bioimpedancímetro.

Impedância	Fase ideal (graus)	Fase medida (graus)	erro relativo
235 Ω	0,00	-5,36	-
384 Ω	0,00	-0,65	-
660 Ω	0,00	0,07	-
4,7nF	-90,00	-67,5	-25,00%
3,3nF	-90,00	-61,76	-31,38%
4,7nF // 235 Ω	-19,13	-19,23	0,52%
(4,7nF // 235 Ω) + 500 Ω	-5,81	-4,75	-18,24%
(4,7nF+ 235 Ω) // 500 Ω	-28,20	-26,76	-5,11%
(10nF + 235 Ω) // 500 Ω	-30,14	-29,5	-2,12%

Fonte: Autoria própria (2021).

Mesmo com o problema exposto acima estendendo-se para ambos os resultados, de magnitude e fase, a fase se mostra mais sensível e por isso tem erros maiores do que se comparado com a magnitude. Observe a Tabela 6, os resultados de magnitude são mais precisos, com baixo erro.

Outro fator relevante é que as divergências dos valores medidos com os valores ideais se devem ao circuito externo ao AD5933, pois como não havia disponível equipamentos necessários para ler o valor exato da impedância da carga e, se tratando do desequilíbrio da fonte de corrente, isso resulta em um valor maior de erro.

Tabela 6 - Comparativo entre as magnitudes ideais e medidas pelo bioimpedancímetro.

Impedância	Magnitude ideal (Ω)	Magnitude medida (Ω)	erro relativo
235 Ω	235,00	230,70	-1,83%
384 Ω	384,00	364,76	-5,01%
660 Ω	660,00	672,60	1,91%
4,7nF	677,25	696,30	2,82%
3,3nF	964,60	1041,07	7,93%
4,7nF // 235 Ω	222,00	230,70	3,92%
(4,7nF // 235 Ω) + 500 Ω	713,57	704,20	-1,31%

Continua.

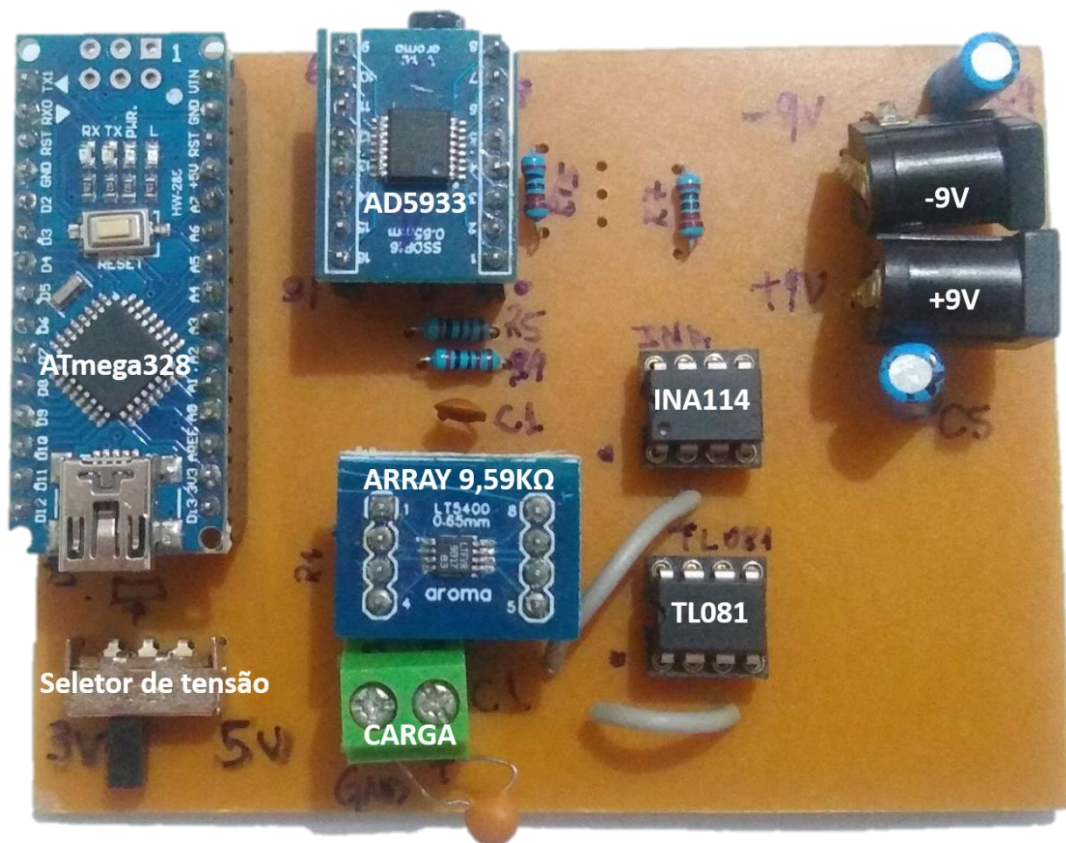
Cont. Tabela 6.

$(4,7\text{nF} + 235 \Omega) // 500 \Omega$	358,62	405,50	13,07%
$(10\text{nF} + 235 \Omega) // 500 \Omega$	246,98	285,70	15,68%

Fonte: Autoria própria (2021).

Na Figura 13, há uma foto da placa de circuito impresso fabricada para o desenvolvimento do projeto. Observe que o conector verde é o local onde se conecta as cargas para leitura. Essa forma de medir a carga, pode adicionar erros na leitura, devido a forma que são conectados os terminais no conector.

Figura 13 – Placa de circuito impresso do projeto Medidor de bioimpedância.



Fonte: Autoria própria (2021).

O circuito foi projetado para medir valores de impedância semelhantes ao que seria lido em um ser humano, resistência menor que $1 \text{ k}\Omega$ e baixos valores de fase. Assim, há formulas para se descobrir os valores de impedância máxima e mínima que se pode ler dentro da faixa desejada, em combinação com os parâmetros escolhidos para a varredura. De qualquer forma, a impedância a ser utilizada como referência para calibração do sistema deve ser próxima aos valores de impedância desconhecida a serem lidos e por isso foi selecionado a

impedância de 500Ω como valor de calibração. Com os parâmetros escolhidos para a varredura do sensor, impedâncias acima de $1 \text{ k}\Omega$ saturam a entrada do sinal no CI e isso resulta em uma leitura errada do sensor, necessitando de mudança de parâmetros no CI, assim como a impedância de calibração, para leitura de impedâncias maiores que $1 \text{ k}\Omega$.

5. CONCLUSÃO

O bloco mais importante do medidor de impedância é a fonte de corrente. A fonte de corrente Howland modificada, que foi utilizada neste projeto, é extremamente sensível às tolerâncias dos resistores que se utilizam para implementá-la. Mesmo utilizando resistores de 1% de tolerância, a fonte não funcionou corretamente, por isso optou-se por usar um *array* de resistores, que melhorou o resultado.

O CI AD5933 foi um excelente recurso para o desenvolvimento desse projeto, mostrando-se uma excelente ferramenta para este tipo de aplicação, cumprindo o que se propõe a fazer.

Para execução deste trabalho, fez-se a solicitação à comissão de ética, via plataforma Brasil, para testes in vivo. O termo de aprovação na plataforma está registrado sob o número CAAE - Certificado de Apresentação de Apreciação Ética: 01888918.7.0000.5547. Da mesma forma, apresentou-se no Capítulo 2, subitem 2.4, as equações reais utilizadas em sistemas comerciais. Todavia, em virtude da pandemia, não foi possível testar o projeto em seres humanos, e tampouco utilizar as equações apresentadas, mas a proposta de construir um medidor de bioimpedância e testá-lo em modelos elétricos foi executada, podendo haver melhorias em sua implementação.

O método usado nesse trabalho foi o de uma única frequência, que possibilita somente a medição de alguns índices. Há métodos que possibilitam a captação de dados mais precisos e com mais informações, como o de varredura em frequência (espectroscopia), um dos mais atuais em bioimpedância, que permitem a avaliação de parâmetros específicos como a água intracelular e extracelular, minerais e etc. Esse método é mais utilizado em acompanhamentos de doenças e sintomas específicos, que fazem com que a água corporal, massa gorda e massa livre de gordura variem, como linfedemas e síndromes nefróticas por exemplo SOARES (2013).

O CI AD5933 se tornou obsoleto, sendo substituído pelo AD5940, no qual possui muitos recursos específicos para bioimpedância, que pode auxiliar no desenvolvimento de soluções mais completas como a espectroscopia de bioimpedância.

Em relação a fonte de corrente, um sistema suscetível a capacitâncias parasitas e fácil desbalanço por causa dos resistores usados. Esses podem ser resolvidos tanto empiricamente, inserindo um circuito R, C ou RC, dependendo da situação, ou investir em componentes mais precisos. Além disso, após esse problema resolvido, existem várias topologias melhoradas e mais complexas, que se baseiam na fonte de corrente Howland, apresentando maior estabilidade e precisão.

REFERÊNCIAS

- BARROS, D. **Oscilador em ponte de wien**. Portugal, 2006. Disponível em: <http://cee.uma.pt/edu/el2/trabalhos/LabOscWien.pdf>. Acesso em 27 ago. 2021.
- CALIXTO, S. Z. **Avaliação da Bioimpedância em Recém-nascidos Pré-termos com Síndrome do Desconforto Respiratório**. 86 p. Dissertação (Mestrado em Ciências) — Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, Curitiba, Brasil, 2005.
- CHANCHAIRUJIRA, T.; MEHTA, R. L. Bioimpedance and its application. **Saudi Journal of Kidney Diseases and Transplantation**, Saudi J Kidney Dis Transplant, v. 16, n. 1, p. 6–16, 2005.
- Unidade Técnica de Alimentação, Nutrição e Câncer da Coordenação de Prevenção e Vigilância (Conprev) do Instituto Nacional de Câncer. **Posicionamento do Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva acerca do Sobrepeso e Obesidade**. Revista Brasileira de Cancerologia, v. 63, n. 1, p. 7-12, 2017.
- IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. **Pesquisa Nacional de Saúde 2019**, Rio de Janeiro: IBGE, 2019.
- DIAS, P. C. *et al.* Obesidade e políticas públicas: concepções e estratégias adotadas pelo governo brasileiro. **Cadernos de Saúde Pública**, Cad. Saúde Pública, v. 33, n. 7, p. 1678–4464, 2017.
- FERREIRA, D. de A.; SOUSA, J. R. de; ARAÚJO, M. J. de S. Motivações e perfil socioeconômico e cultural dos frequentadores de academias em picos. *In: AINPGP. IV Fórum Internacional de Pedagogia*. Parnaíba, PI, Brasil: Realize Editora, 2012. p. 1–11.
- GRIMNES, S.; MARTINSEN, O. G. **Bioimpedance and Bioelectricity Basics**. 3. ed. Oslo: Elsevier, 2015.
- KASEMAA, A. **Analog Front End Components for Bio-Impedance Measurement: Current Source Design and Implementation**. 110 p. Tese (Thesis on Informatics and System Engineering) — Tallinn University of Technology, Tallinn, Estonia, 2011.
- KHALIL, S. F.; MOHKOTAR, M. S.; IBRAHIM, F. The theory and fundamentals of bioimpedance analysis in clinical status monitoring and diagnosis of diseases. **Sensors**, Sensors, v. 14, n. 6, p. 10895–10928, 2014.
- KYLE, U. G. *et al.* Bioelectrical impedance analysis - part ii: Utilization in clinical practice. **Clinical Nutrition**, Clin Nutr, v. 23, n. 6, p. 1430–1453, 2004.
- KYLE, U. G. *et al.* Bioelectrical impedance analysis - part i: Review of principles and methods. **Clinical Nutrition**, Clin Nutr, v. 23, n. 5, p. 1226–1243, 2004.
- LEE, S. Y.; GALLAGHER, D. Assessment methods in human body composition. **Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolic Care**, Curr Opin Clin Nutr Metab Care, v.

11, n. 5, p. 566–572, 2008.

LIMA, W. A.; GLANER, M. F. Principais fatores de risco relacionados às doenças cardiovasculares. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum, v. 8, n. 1, p. 96–104, 2006.

LUKASKI, H. C. *et al.* Assessment of fat-free mass using bioelectrical impedance measurements of the human body. **The American Journal of Clinical Nutrition**, AJCN, v. 41, n. 4, p. 810–817, 1985.

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

MOREIRA, L. G. **Medidor de Massa Magra para Seres Humanos**. 83 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia) — Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil, 2001.

MUMBELLI, A. D. C. **Sistema para Avaliação da Composição Corporal Através da Bioimpedância**. 102 p. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) — Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Pato Branco, Brasil, 2015.

NORDBOTTEN, B. J. **Bioimpedance Measurements Using the Integrated Circuit AD5933**. 136 p. Tese (Thesis for the degree of Master of Science) — University of Oslo, Oslo, Norway, 2008.

NORGAN, N. Laboratory and field measurements of body composition. **Public Health Nutrition**, PHN, v. 8, n. 7A, p. 1108–1122, 2005.

NOVELETTO, F.; BERTEMES-FILHO, P.; DUTRA, D. Analog front-end for the integrated circuit AD5933 used in electrical bioimpedance measurements. *In: II Latin American Conference on Bioimpedance*. Springer, Singapore, 2016. p. 48-51.

NYBOER, J.; KREIDER, M. M.; HANNAPPEL, L. Electrical impedance plethysmography: A physical and physiologic approach to peripheral vascular study. **Circulation**, American Heart Association, v. 2, n. 4, p. 811–821, 1950.

RODRIGUES, M. N. *et al.* Estimativa da gordura corporal através de equipamentos de bioimpedância, dobras cutâneas e pesagem hidrostática. **Revista Brasileira de Medicina Brasileira**, Rev Bras Med Esporte, v. 7, n. 4, p. 125–131, 2001.

SOARES, Viviane *et al.* **Composição corporal de pacientes renais crônicos em hemodiálise: antropometria e análise vetorial por bioimpedância 1**. *Revista Latino-Americana de Enfermagem*, v. 21, p. 1240-1247, 2013.

SONCINI, A. Z.; RAMLOW, R. D. **Estimativa de massa corporal por bioimpedância elétrica**. 99 f. Trabalho de Conclusão de Curso — Universidade Positivo, Curitiba, Brasil, 2009.

TEXAS INSTRUMENTS. **Impedance Measurement with the AFE4300**. Dallas, Texas, 2013. 13 f.

VIGITEL. **VIGITEL BRASIL 2016**. 2016. Disponível em: <http://portalarquivos.saude.gov.br/images/pdf/2017/abril/17/Vigitel.pdf>. Acesso em 30 abr. 2018.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Obesity: Preventing and Managing the Global Epidemic**. Geneva, Switzerland, 2000. 268 f.

ZARAFSHANI, Ali *et al.* Current source enhancements in Electrical Impedance Spectroscopy (EIS) to cancel unwanted capacitive effects. *In: Medical Imaging 2017: Biomedical Applications in Molecular, Structural, and Functional Imaging*. International Society for Optics and Photonics, 2017. p. 101371X.

YANG, V.; AROUL, P.; WEN, K. **Impedance Measurement with the AFE4300**. 2013. Disponível em: <http://www.ti.com/lit/an/sbaa202/sbaa202.pdf>. Acesso em 26 nov. 2021.

APÊNDICE A – Código Fonte do tratamento dos dados

```
1 import pandas as pd
2 import numpy as np
3
4 #LENDO ARQUIVO COM OS DADOS BRUTOS
5 r_cal = pd.read_csv("500.txt", header= None)
6 z_file= pd.read_csv("3,3nf.txt", header= None)
7
8
9 Zcal = np.array(complex(500, 0))
10
11
12 rcal = []
13 r = []
14 #Transformando de raw data para numeros complexos
15 for i in range(50):
16
17     r = np.append(r, np.complex(z_file.iloc[i,0], z_file.iloc[i,1]))
18     rcal = np.append(rcal, np.complex(r_cal.iloc[i,0], r_cal.iloc[i,1]))
19
20 gain_factor = rcal.mean()/Zcal
21
22 Zr = r.mean()/gain_factor
23
24 mag_z = np.sqrt((Zr.imag**2)+(Zr.real**2))
25
26 system_phas = np.rad2deg(np.arctan2(rcal.mean().imag, rcal.mean().real))
27 phas = np.rad2deg(np.arctan2(r.mean().imag, r.mean().real))
```