

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ABC

Engenharia Biomédica

Equipamento de análise de bioimpedância baseado em STM32

Autor: Gustavo Pinheiro

Orientador: Prof. Dr. Erick Dario León Bueno de Camargo

São Bernardo do Campo, SP

2023

Gustavo Pinheiro

Equipamento de análise de bioimpedância baseado em STM32

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal do ABC, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Biomédica.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ABC

Orientador: Prof. Dr. Erick Dario León Bueno de Camargo

São Bernardo do Campo, SP

2023

Resumo

Os métodos de análise por bioimpedância se baseiam em uma série de equações empíricas para a estimação do volume total de água no corpo e outros parâmetros relativos à composição de massa corpórea, estimativa esta que possui importância clínica. Para isto, o indivíduo em análise é submetido à correntes elétricas de baixa amplitude, em geral numa frequência de 50 kHz, de modo a obter medições de impedância do corpo frente a esse estímulo, que são consideradas nas equações. O objetivo principal deste trabalho consiste no desenvolvimento de um dispositivo de medição da composição da massa do corpo humano, por meio da aplicação de métodos de análise por bioimpedância (BIA) e desenvolvimento de circuito elétrico que emprega microcontroladores da família STM32. A metodologia proposta integra sistemas de excitação e aquisição de biosinais de impedância elétrica, por meio de fonte de corrente monopolar, circuito de condicionamento e processo de amostragem com uso de microcontrolador e algoritmo de demodulação desenvolvido. O dispositivo gera dados de impedância de um corpo qualquer por meio de 4 eletrodos de superfície, que são incluídos nas equações de estimação de composição corporal humana, sendo apresentado o resultado de sua aplicação para 20 indivíduos saudáveis entre 18 e 51 anos. Para todos os voluntários, ao menos uma equação de predição de massa magra resultou em diferença percentual, em relação a uma balança comercial, inferior à 5%; ao menos duas equações apresentaram diferença inferior à 10% para cada um dos grupos de homens e mulheres. Esses resultados demonstram a validade do sistema de análise de bioimpedância desenvolvido nesse trabalho.

Palavras-chaves: bioimpedância, composição corporal, microcontrolador.

Abstract

The bioimpedance analysis methods are based on a series of empirical equations to estimate the total volume of water in the body and other parameters related to body composition. This estimation holds clinical importance. To achieve this, the individual under analysis is subjected to low-amplitude electrical currents, generally at a frequency of 50 kHz, in order to obtain measurements of body impedance in response to this stimulus, which are considered in the equations. The main objective of this work is the development of a device for assessing human body composition through the application of bioimpedance analysis (BIA) methods and the development of an electrical circuit employing microcontrollers from the STM32 family. The proposed methodology integrates systems for excitation and acquisition of electrical impedance biosignals, through a monopolar current source, conditioning circuit, and sampling process using a microcontroller and developed demodulation algorithm. The device generates impedance data of any body through 4 surface electrodes, which are included in the equations for estimating human body composition. The results of its application are presented for 20 healthy individuals between 18 and 51 years old. For all volunteers, at least one lean mass prediction equation resulted in a percentage difference, compared to a commercial scale, of less than 5%; at least two equations showed differences of less than 10% for each of the male and female groups. These results demonstrate the validity of the bioimpedance analysis system developed in this work.

Key-words: bioimpedance, body composition, microcontroller.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Modelo elétrico da membrana celular. Fonte: (EDUARDO, 2015)	12
Figura 2 – Modelo segmentar do corpo humano. Fonte: Adaptado de (F.KHALIL; MOHK-TAR; IBRAHIM, 2014)	14
Figura 3 – Medição de bioimpedância de corpo inteiro - mão ao pé. Fonte: Adaptado de (F.KHALIL; MOHK-TAR; IBRAHIM, 2014)	16
Figura 4 – Medição de bioimpedância de corpo inteiro - mão ao pé. Fonte: Adaptado de (G.KYLE et al., 2004)	16
Figura 5 – Diagrama de blocos do Equipamento de análise de bioimpedância proposto. Fonte: Próprio autor.	20
Figura 6 – Circuito da fonte Howland aperfeiçoada.	22
Figura 7 – Circuito de condicionamento de sinais. Fonte: Próprio autor.	23
Figura 8 – Fluxograma do <i>software</i> . Fonte: Próprio autor.	26
Figura 9 – Barramento da plataforma modular do equipamento desenvolvido	29
Figura 10 – Visão 3D do projeto - Fonte de tensão Fonte: Próprio autor.	31
Figura 11 – Protótipos realizados - Fonte de tensão Fonte: Próprio autor.	32
Figura 12 – Resposta do AmpOp TL072C frente a uma onda quadrada de 50 kHz.	33
Figura 13 – Resposta do AmpOp AD826 frente a uma onda quadrada de 50 kHz.	34
Figura 14 – Gráfico da largura de banda de grande sinal vs. tensão de pico do sinal de entrada. Fonte: Próprio autor	35
Figura 15 – Resposta da Fonte de Corrente Monopolar Howland Aperfeiçoada em função da carga - 50 kHz - correntes de 0,5mA; 1,0mA e 3,3mA Fonte: Próprio autor.	36
Figura 16 – Resposta no tempo do circuito de condicionamento Fonte: Próprio autor.	37
Figura 17 – Erro entre o sinal o sinal desejado e o sinal adquirido. Fonte: Próprio autor.	38
Figura 18 – Erros relacionados aos fatores da topologia do circuito de condicionamento Fonte: Próprio autor.	39
Figura 19 – Erro relacionado com o conversor ADC. Fonte: Próprio autor.	39
Figura 20 – Teste de integração dos circuitos. Fonte: Próprio autor.	40
Figura 21 – Equipamento modular em funcionamento Fonte: Próprio autor.	40
Figura 22 – Novo protótipo em FR-4. Fonte: Próprio autor.	41
Figura 23 – Gráfico de dispersão da impedância de contato (Z_C) para as medidas de impedância do corpo para cada grupo de voluntários. Rb: resistência corporal; Xb: reatância corporal; Zb: módulo da impedância corporal. Fonte: Próprio autor.	42
Figura 24 – Gráfico de dispersão da impedância de contato (Z_C) para as medidas de impedância do corpo para cada grupo de voluntários - Sem outliers. Rb: resistência corporal; Xb: reatância corporal; Zb: módulo da impedância corporal. Fonte: Próprio auto.	43

Figura 25 – <i>Boxplot</i> dos dados de FFM(%) para as equações aplicadas aos voluntários. Fonte: Próprio autor.	48
Figura 26 – <i>Boxplot</i> dos dados de FFM(%) para as equações aplicadas às voluntárias. Fonte: Próprio autor.	49
Figura 27 – Gráficos Bland-Altman dos dados de FFM(%) para as equações aplicadas aos voluntários. Fonte: Próprio autor.	50
Figura 28 – Gráficos Bland-Altman dos dados de FFM(%) para as equações aplicadas às voluntárias. Fonte: Próprio autor.	51
Figura 29 – Gráfico de dispersão dos dados de FFM(%) para as equações aplicadas aos voluntários. Fonte: Próprio autor.	52
Figura 30 – Gráfico de dispersão dos dados de FFM(%) para as equações aplicadas às voluntárias. Fonte: Próprio autor.	53
Figura 31 – Esquema elétrico - Gerador de Sinais Fonte: Próprio autor.	58
Figura 32 – Esquema elétrico - Fonte de corrente monopolar Howland aperfeiçoada Fonte: Próprio autor.	59
Figura 33 – Esquema elétrico - Condicionamento de sinais e interligação entre microcontroladores Fonte: Próprio autor.	60
Figura 34 – Esquema elétrico - Fonte de tensão Fonte: Próprio autor.	61

Lista de tabelas

Tabela 1 – Equações de massa magra FFM	18
Tabela 2 – Equações de Volume total de água no corpo TBW	18
Tabela 3 – Equações de predição de massa magra FFM: Restrições e critério de validação . .	19
Tabela 4 – Equações de predição de Volume total de água no corpo TBW: Restrições e critério de validação	19
Tabela 5 – Sinais implementados no barramento do dispositivo e suas funções	30
Tabela 6 – Dados antropométricos e de volume total de água no corpo (TBW(%) dos 20 voluntários. Fonte: Próprio autor	44
Tabela 7 – Porcentagem de Volume de Água - TBW(%) - de cada voluntário, a partir da balança de bioimpedância HBF-514 e diferentes equações de BIA para corrente de 50 kHz. Fonte: Próprio autor.	44
Tabela 8 – Porcentagem de Volume de Água - TBW(%) - de cada voluntária, a partir da balança de bioimpedância HBF-514 e diferentes equações de BIA para corrente de 50 kHz. Fonte: Próprio autor.	45
Tabela 9 – Dados antropométricos e de massa magra (FFM(%) dos 20 voluntários. Fonte: Próprio autor	45
Tabela 10 – Porcentagem de Massa magra - FFM(%) - de cada voluntário, a partir da balança de bioimpedância HBF-514 e diferentes equações de BIA para corrente de 50 kHz. Fonte: Próprio autor.	46
Tabela 11 – Porcentagem de Massa magra - FFM(%) - de cada voluntária, a partir da balança de bioimpedância HBF-514 e diferentes equações de BIA para corrente de 50 kHz. Fonte: Próprio autor.	46
Tabela 12 – Distância entre medidas - ΔFFM (%) - de cada voluntário, para diferentes equações de BIA em relação à balança HBF-514. Fonte: Próprio autor.	47
Tabela 13 – Distância entre medidas - ΔFFM (%) - de cada voluntária, para diferentes equações de BIA em relação à balança HBF-514. Fonte: Próprio autor.	47

Lista de abreviaturas e siglas

BIA	Análise por bioimpedância (Bioelectrical impedance analysis)
SF-BIA	Análise de bioimpedância por frequência única (Single Frequency Bioimpedance Analysis)
MF-BIA	Análise de bioimpedância multi-frequências (Multiple Frequency Bioimpedance Analysis)
TIE	Tomografia por impedância elétrica
FFM	Massa magra do corpo
FM	Massa gorda do corpo
TBW	Volume total de água no corpo
ECW	Volume de água extracelular
ICW	Volume de água intracelular

Sumário

	Introdução	10
1	OBJETIVOS	11
1.1	Objetivos específicos	11
2	DESENVOLVIMENTO	12
2.1	Referencial teórico	12
2.1.1	Características elétricas dos tecidos biológicos	12
2.1.2	Princípios da bioimpedância	12
2.1.3	Análise de bioimpedância por frequência única (SF-BIA)	15
2.1.4	Análise de bioimpedância por múltiplas frequências (MF-BIA)	15
2.1.5	Predição da composição corporal por Análise de bioimpedância de frequência única	15
3	METODOLOGIA	20
3.1	Desenvolvimento do equipamento - <i>Hardware</i>	20
3.1.1	Arquitetura do equipamento	20
3.1.2	Requisitos de modularidade do <i>hardware</i>	20
3.1.3	Alimentação do sistema	21
3.1.4	Sistema de excitação	21
3.1.4.1	Gerador de sinais	21
3.1.4.2	Construção da fonte de corrente	22
3.1.4.3	Monitoramento da corrente	22
3.1.5	Sistema de aquisição	23
3.1.5.1	Circuito de condicionamento de biosinal	23
3.1.5.2	Microcontrolador e supervisor	24
3.2	Desenvolvimento do equipamento - <i>Software</i>	24
3.3	Implementação das equações empíricas de Análise por bioimpedância	26
3.4	Validação do equipamento	27
3.4.1	Massa magra - FFM	27
3.4.2	Total de água no corpo - TBW	28
3.4.3	Impedância de contato	28
4	RESULTADOS	29
4.1	Plataforma modular do <i>hardware</i>	29
4.2	Alimentação do sistema	30
4.3	Gerador de sinais	32
4.4	Escolha do Amplificador Operacional	33

4.5	Resposta da fonte de corrente	35
4.6	Resposta do circuito de condicionamento	36
4.7	Integração dos circuitos	40
4.8	Análise de bioimpedância dos voluntários	41
4.8.1	Impedância de contato	41
4.8.2	Total de água do corpo - TBW	43
4.8.3	Massa magra - FFM	45
5	CONCLUSÃO	54
	REFERÊNCIAS	55
	APÊNDICES	57
	APÊNDICE A – ESQUEMAS ELÉTRICOS DAS PLACAS DESENVOLVIDAS	58
A.1	Esquema elétrico do gerador de sinais	58
A.2	Esquema elétrico da fonte de corrente monopolar	59
A.3	Esquema elétrico do condicionamento de sinais e interligação entre os microcontroladores	60
A.4	Esquema elétrico do gerador de tensão	61
	APÊNDICE B – GITHUB	62

Introdução

A atividade elétrica nos tecidos animais é estudada desde o século XIX, com os trabalhos de Galvani e Volta sobre a origem e condução de estímulos elétricos nos tecidos de rãs. Nos séculos seguintes, Waller e Einthoven estudaram os fenômenos elétricos no coração e diversas áreas se desenvolveram. Existem diversos modelos para membranas celulares e seu comportamento elétrico pode ser compreendido como um circuito resistor-capacitor em paralelo frente a impulsos elétricos (EDUARDO, 2015).

A Análise por Bioimpedância (BIA, do inglês *Bioimpedance Analysis*) consiste num conjunto de métodos empregados a fim de estipular parâmetros relativos à composição de massa do corpo, como porcentagem de massa magra em relação à massa total de um indivíduo. O conhecimento desses parâmetros é de interesse clínico, uma vez que eles são utilizados em avaliação de pacientes em quadros patológicos, como no acompanhamento de retenção de fluidos corporais em casos de insuficiência cardíaca (BRITTO; MESQUITA, 2008). Uma vantagem desse conjunto de métodos frente a outros que buscam aferir a composição tecidual é que se trata de uma técnica não invasiva, relativamente simples e em geral de menor custo financeiro. Os métodos são baseados na medição de impedância do tecido frente a um estímulo elétrico de baixa amplitude e frequência conhecida, por meio de eletrodos fixados na pele do indivíduo. A partir do valor de impedância, lança-se mão de uma série de equações empíricas a fim de determinar parâmetros como: Volume Total de Água no Corpo (TBW, do inglês *Total Body Water*), Volume de Água Intracelular (ICW, do inglês *Intracellular Water*) e Volume de Água Extracelular (ECW, do inglês *Extracellular Water*) (JAFFRIN MICHEL Y. MOREL, 2008). As primeiras propostas do uso de medidas de bioimpedância para determinar esses parâmetros empregaram duas frequências de estímulo, 1kHz para determinar ECW e 100kHz para TBW (THOMASSET, 1963).

Os métodos de BIA que utilizam mais de uma frequência de estímulo são conhecidos como Análise de Bioimpedância Multi-frequências (MF-BIA, do inglês *Multiple Frequency Bioimpedance Analysis*), enquanto os baseados numa única frequência de estímulo são conhecidos como Análise de Bioimpedância por Frequência Única (SF-BIA, do inglês *Single Frequency Bioimpedance Analysis*). Sobre MF-BIA, estímulos de baixa frequência, em torno de 5 kHz, são empregadas para estimar ECW; e os de alta frequência, em torno de 200 kHz, mas podendo chegar até 1000 kHz, para estimar TBW. Já os métodos SF-BIA empregam uma única frequência de estímulo, em geral 50kHz, e a impedância frente a esse único estímulo é utilizada na estimativa do ICW e ECW (F.KHALIL; MOHKAR; IBRAHIM, 2014).

O emprego do microcontrolador da família STM32 nesse projeto permite explorar novas soluções para SF-BIA dado suas possibilidades de aquisição e manipulação de sinais, além de sua viabilidade econômica. Assim, pretende-se com esse trabalho obter medidas de bioimpedância para medição da composição tecidual da massa do corpo humano.

1 Objetivos

O objetivo principal deste trabalho consiste no desenvolvimento de um dispositivo de medição da composição tecidual da massa do corpo humano, por meio da aplicação de métodos de análise por bioimpedância (BIA), baseado em microcontroladores da família STM32.

1.1 Objetivos específicos

- Desenvolver o circuito analógico para geração de sinais de excitação, com uso do circuito integrado AD9833.
- Desenvolver o circuito analógico para fonte de corrente monopolar, que permite o estímulo elétrico do corpo.
- Desenvolver o circuito analógico para condicionamento do sinal, que possibilita a aquisição do mesmo e uso do conversor analógico-digital presente no STM32.
- Desenvolver o algoritmo para manipulação e interpretação do biosinal.
- Validar o dispositivo apresentado por meio de comparação estatística de dados experimentais obtidos com o dispositivo e outras soluções já existentes

2 Desenvolvimento

2.1 Referencial teórico

2.1.1 Características elétricas dos tecidos biológicos

Para compreender os princípios físicos que permitem estimar a composição corporal com o uso de estímulos elétricos, propõe-se discutir alguns fenômenos e comportamentos dos tecidos biológicos em relação à eletricidade. Estudos conduzidos desde o século XIX demonstraram que os tecidos dos sistemas biológicos são capazes tanto de iniciar e propagar estímulos elétricos, por meio de suas estruturas nervosas; quanto de oferecer oposição frente um estímulo elétrico externo (EDUARDO, 2015).

Essas características ativas e passivas dos tecidos são também conhecidas como bioeletridade e bioimpedância. Um modelo do comportamento elétrico passivo da membrana celular, frente ao estímulo elétrico é dado pelo circuito mostrado na Figura 1.

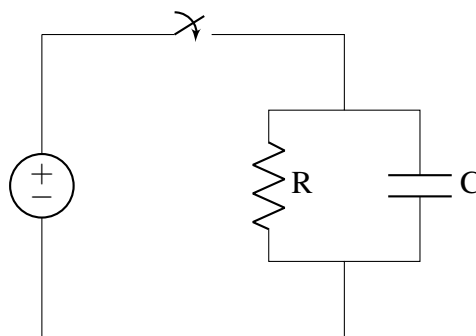


Figura 1 – Modelo elétrico da membrana celular.
Fonte: (EDUARDO, 2015)

Por este modelo, a resposta das células frente a estímulo, dado pelo fechamento da chave, depende de uma associação resistor-capacitor em paralelo. R é a resistência elétrica da membrana, associada com os canais hidrofílicos que permitem a passagem de íons. Já C é sua capacitância, associada ao comportamento da bicamada lipídica da membrana celular e suas interações elétricas com o meio, que apresenta diferença de potencial devido os íons presentes nos fluidos intracelular e extracelular (EDUARDO, 2015).

2.1.2 Princípios da bioimpedância

Os métodos de análise por bioimpedância (BIA) se baseiam na impedância (Z). Da Teoria dos Circuitos, temos que a impedância representa a oposição que um circuito oferece em relação a uma corrente senoidal que o atravessa. Essa grandeza é dada pela razão entre a tensão fasorial ($\hat{V}$) e a

corrente fasorial ($\hat{I}$), sendo medida em ohms (Ω). Trata-se então de uma grandeza complexa, expressa por (ALEXANDER; SADIKU, 2013):

$$Z = R + jX \quad (2.1)$$

$$Z = \sqrt{R^2 + X^2} \quad (2.2)$$

$$\theta = \arctan \frac{X}{R} \quad (2.3)$$

Em Equação 2.1, Equação 2.2 e Equação 2.3, a parte real (R) é chamada de resistência. A parte imaginária (X) é chamada de reatância e está relacionada com elementos elétricos indutivos e capacitivos do circuito.

A resistência de um dado material depende de sua forma. Assim, para objetos homogêneos que apresentam uma área de seção transversal uniforme (A) e comprimento (l), temos a seguinte expressão (ALEXANDER; SADIKU, 2013):

$$R = \rho \cdot \frac{l}{A}, \quad (2.4)$$

onde (ρ) é um parâmetro relacionado com a propriedade intrínseca do material a se opor ao fluxo de carga elétrica, chamado resistividade do material e expresso em $\Omega \cdot m$. Materiais ditos condutores tipicamente apresentam resistividade com ordem de grandeza 10^{-8} , materiais semicondutores se encontram entre 10^{-5} e 10^2 , enquanto os isolantes geralmente apresentam resistividade superior a 10^{10} . Para elementos capacitivos, a impedância é dada pela equação (ALEXANDER; SADIKU, 2013):

$$X_c = \frac{-j}{2\pi fC}, \quad (2.5)$$

sendo f a frequência em hertz da corrente aplicada ao elemento capacitivo. Um elemento elétrico capacitivo pode ser entendido idealmente como formado por duas placas condutoras paralelas, separadas por um material dielétrico;. C é a razão entre a carga depositada em uma face do capacitor e a diferença de potencial existente entre as duas faces, denominada capacitância, dada em farad. A capacitância está relacionada com a área (A) de cada face, a distância (d) entre elas e a permissividade (ϵ) do material dielétrico (ALEXANDER; SADIKU, 2013):

$$C = \epsilon \cdot \frac{A}{d} \quad (2.6)$$

Em sistemas biológicos, a resistência (R) decorre das características dos canais hidrofílicos de passagem de íons diluídos nos fluidos intracelular e extracelular. Já a reatância (X_c) está relacionada com as membranas celulares e por este motivo tem caráter capacitivo. Para realizar a análise da composição corporal, toma-se como base medições de bioimpedância, das quais é possível determinar o

volume do corpo (V_b), que é definido a partir da [Equação 2.4](#), sendo apresentado em [Equação 2.7](#) e [Equação 2.8](#) por (F.KHALIL; MOHKAR; IBRAHIM, 2014):

$$R = \rho \cdot \frac{l}{A} \Rightarrow A = \rho \cdot \frac{l}{R} \Rightarrow l \cdot A = \rho \cdot \frac{l}{R} \cdot l \quad (2.7)$$

$$V_b = \rho \cdot \frac{l^2}{R} \quad (2.8)$$

As medidas de área (A) e comprimento (l) consideradas nessa equação são baseadas na aproximação segmentar não homogênea do corpo em 5 segmentos cilíndricos: membros inferiores esquerdo e direito, tronco e membros superiores esquerdo e direito, como apresentado na [Figura 2](#). Em medições de corpo inteiro da mão ao pé, todos os membros do lado em que são fixados os eletrodos contribuem para a estimação desse volume do corpo (V_b).

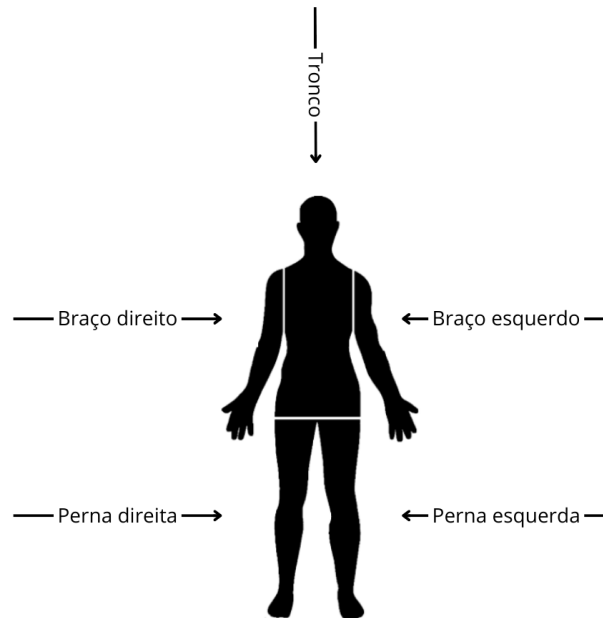


Figura 2 – Modelo segmentar do corpo humano.
Fonte: Adaptado de (F.KHALIL; MOHKAR; IBRAHIM, 2014)

Esse volume do corpo é composto normalmente por massa gorda (FM, do inglês *fat mass*) e massa magra (FFM, do inglês *fat-free mass*). Esta pode ser compreendida como um elemento condutor, pois é composta cerca de 73% por água em indivíduos com hidratação normal, onde está presente íons dissolvidos que permitem o estabelecimento de corrente. Já a massa gorda atua como um elemento elétrico isolante, assim, seu conhecimento se dá pela diferença entre o peso corporal (W) e FFM. A [Equação 2.9](#) e [Equação 2.10](#) sintetizam isso (F.KHALIL; MOHKAR; IBRAHIM, 2014):

$$FM = W - FFM \quad (2.9)$$

$$TBW = 0,73 \cdot FFM \quad (2.10)$$

2.1.3 Análise de bioimpedância por frequência única (SF-BIA)

Análise de bioimpedância por frequência única (SF-BIA) refere-se aos métodos que empregam corrente elétrica senoidal de estímulo em uma única frequência, normalmente de 50kHz. Nessa modalidade de análise, é feita uma estimação do volume total de água do corpo (TBW) a partir da impedância (Z_{50}) e resistência (R_{50}). Os fluidos intracelular (ICW) e extracelular (ECW) compõem o volume total de água do corpo aproximadamente, em indivíduos com hidratação normal, na proporção apresentada na [Equação 2.11](#) (F.KHALIL; MOHKOTAR; IBRAHIM, 2014) :

$$TBW \approx 0,75 \cdot ECW + 0,25 \cdot ICW \quad (2.11)$$

Todas as estimativas são realizadas com base em equações empíricas. A [Equação 2.12](#) apresenta uma das inúmeras propostas para estimar a FFM a partir do peso (W), em *kg*; a altura (H_t), em *cm*; e um fator que considera o sexo do paciente, sendo 1 para homens e 0 para mulheres. (G.KYLE et al., 2004).

$$FFM = -4,104 + 0,518 \cdot \frac{H_t^2}{R_{50}} + 0,231 \cdot W + 0,130 \cdot X_c + 4,229 \cdot sexo \quad (2.12)$$

2.1.4 Análise de bioimpedância por múltiplas frequências (MF-BIA)

Análise de bioimpedância por múltiplas frequências (MF-BIA) emprega correntes elétricas senoidais em duas ou mais frequências distintas. As primeiras propostas empregaram a frequência de 1 kHz para determinar ECW e 100 kHz para TBW (THOMASSET, 1963). Em baixas frequências, em geral entre 100 Hz e 1 kHz, as medidas de bioimpedância são mais influenciadas pelo fluido extracelular; já as maiores frequências, em geral entre 5 kHz e 200 kHz, acabam por gerar resultados mais influenciados pelo fluido intracelular (F.KHALIL; MOHKOTAR; IBRAHIM, 2014).

2.1.5 Predição da composição corporal por Análise de bioimpedância de frequência única

O método SF-BIA geralmente trabalha com a frequência de 50kHz, capturando a impedância elétrica de corpo inteiro, com uso de 4 eletrodos dispostos da mão ao pé, como visto na [Figura 3](#).

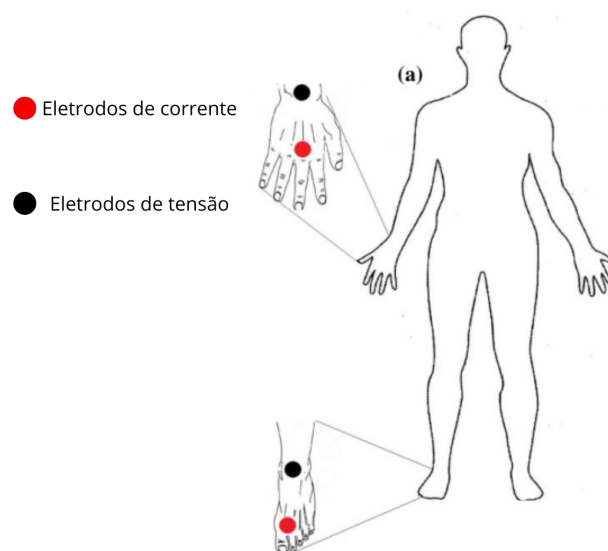


Figura 3 – Medição de bioimpedância de corpo inteiro - mão ao pé.

Fonte: Adaptado de (F.KHALIL; MOHKAR; IBRAHIM, 2014)

Essa técnica permite prever a composição corporal, que é dada por um conjunto de tecidos e compostos, descritos em Figura 4.

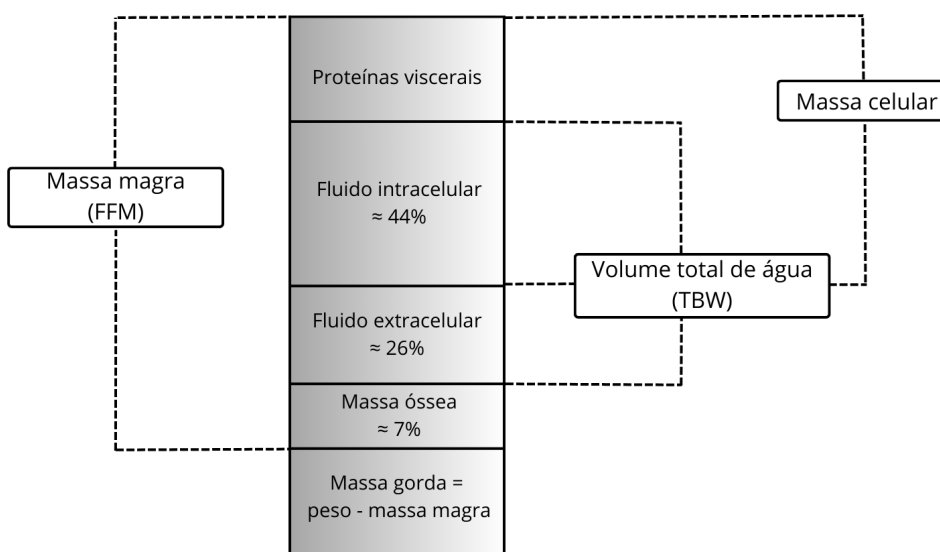


Figura 4 – Medição de bioimpedância de corpo inteiro - mão ao pé.

Fonte: Adaptado de (G.KYLE et al., 2004)

Essa predição é baseada em equações derivadas de regressão de dados empíricos oriundos de outras técnicas, em especial a técnica por emissão de raios-x de dupla energia (DXA), sendo mais influenciada pelo Volume total de água no corpo (F.KHALIL; MOHKAR; IBRAHIM, 2014). O

trabalho de Kyle et al. (G.KYLE et al., 2004) traz um compilado de equações de predição de Massa magra (FFM), Massa gorda (FM) e Volume total de água (TBW) já publicadas. Neste trabalho todas as equações destinadas a indivíduos sem doença relatada foram consideradas. A forma geral dessas equações é dada pela Equação 2.13.

$$x = p_1 + p_2 \cdot \frac{H_t^2}{R_b \oplus Z_b} + p_3 \cdot X_b + p_4 \cdot W + p_5 \cdot A + p_6 \cdot S + Q, \quad (2.13)$$

sendo:

- $x = FFM, FM, TBW (kg)$
- $H_t^2 = \text{altura (cm)}$
- $R_b = \text{resistência do corpo } (\Omega)$
- $Z_b = \text{módulo da impedância do corpo } (\Omega)$
- $X_b = \text{reatância do corpo } (\Omega)$
- $W = \text{peso do corpo (kg)}$
- $A = \text{idade (anos)}$
- $S = \text{sexo (1 para homens e 0 para mulheres)}$
- $Q = \text{parcela de ajuste a depender da condição de saúde do paciente}$
- $p_1, p_2, \dots, p_6 = \text{coeficientes de ajuste}$

As diferenças observadas entre os valores obtidos pela técnica de Análise de Bioimpedância e as técnicas consideradas padrão ouro para estipular cada elemento de composição corporal (FFM, FM e TBW) resultam de diferentes fatores. As medidas antropométricas consideradas nas equações são os fatores que mais influenciam a predição realizada, sendo as parcelas das equações que levam em conta parâmetros de altura e peso correspondentes à maior parte do valor obtido na predição. O gênero também influencia nas estimativas, sendo que os homens apresentam maiores níveis de massa magra que as mulheres. A idade é outro fator importante, visto que o envelhecimento afeta a composição corporal, reduzindo a massa magra e elevando a massa gorda. Os protocolos de medição, como postura corporal, posição dos eletrodos e sua construção também influenciam na predição, em razão especialmente da impedância de contato entre a pele e os eletrodos (F.KHALIL; MOHKTAR; IBRAHIM, 2014).

Para a predição da massa magra (FFM) são consideradas nesse trabalho 14 equações, e para predição do volume total de água no corpo (TBW) são consideradas 6, em ambos os casos provenientes daquelas compiladas por Kyle et al. (G.KYLE et al., 2004).

As equações de predição de FFM, que fornecem a massa em quilogramas, são apresentadas na Tabela 1.

Número da Equação	Equação	Publicado por
1	$-4,104 + 0,518.(H_t^2/R_b) + 0,231.w + 0,130.X_b + 4,229.s$	(KYLE et al., 2001)
2	$5,49 + 0,476.(H_t^2/R_b) + 0,295.w$	(BOILEAU, 1993)
3	$11,59 + 0,493.(H_t^2/R_b) + 0,141.w$	(BOILEAU, 1993)
4	$0,07 + 0,88.(H_t^{1,97}/Z_b^{0,49}).(1,0/22,22) + 0,081.w$	(KOTLER et al., 1996)
5	$-12,44 + 0,34.(H_t^2/R_b) + 0,1534.H_t + 0,273.w - 0,127.a + 4,56.s$	(DEURENBERG et al., 1991)
6	$20,05 - 0,04904.R_b + 0,001254.H_t^2 + 0,1555.w + 0,1417.X_b - 0,0833.a$	(STOLARCZYK et al., 1994)
7	$6,34 + 0,474.(H_t^2/R_b) + 0,18.w$	(BOILEAU, 1993)
8	$5,32 + 0,485.(H_t^2/R_b) + 0,338.w$	(BOILEAU, 1993)
9	$-9,529 + 0,696.(H_t^2/R_b) + 0,168.w + 0,016.R_b$	(SUN et al., 2003)
10	$0,49 + 0,5.(H_t^{1,48}/Z_b^{0,55}).(1/1,21) + 0,42.w$	(KOTLER et al., 1996)
11	$4,51 + 0,549.(H_t^2/R_b) + 0,163.w + 0,092.X_b$	(BOILEAU, 1993)
12	$-14,94 + 0,279.(H_t^2/R_b) + 0,181.w + 0,231.H_t + 0,064.s.w - 0,077.a$	(HEITMANN, 1990)
13	$-11,41 + 0,6.(H_t^2/R_b) + 0,186.w + 0,226.X_b$	(BOILEAU, 1993)
14	$-10,678 + 0,652.(H_t^2/R_b) + 0,262.w + 0,015.R_b$	(SUN et al., 2003)

Tabela 1 – Equações de massa magra FFM

As equações de predição de TBW, que fornecem a massa em quilogramas, são apresentadas na Tabela 2.

Número da Equação	Equação	Publicado por
1	$6,53 + 0,3674.H_t^2/Z_b + 0,17531.w - 0,11.a + 2,83.s$	(DEURENBERG; TAGLIABUE; SCHOUTEN, 1995)
2	$-17,58 + 0,24.H_t^2/R_b - 0,172.w + 0,04.s.w + 0,165.H_t$	(HEITMANN, 1990)
3	$8,399 + 0,396.H_t^2/R_b + 0,143.w$	(KUSHNER; SCHOELLER, 1986)
4	$8,315 + 0,382.H_t^2/R_b + 0,105.w$	(KUSHNER; SCHOELLER, 1986)
5	$1,726 + 0,5561.H_t^2/R_b - 0,0955.w$	(KUSHNER; SCHOELLER, 1986)
6	$1,203 + 0,449.H_t^2/R_b + 0,176.w$	(SUN et al., 2003)

Tabela 2 – Equações de Volume total de água no corpo TBW

A Tabela 3 e Tabela 4 trazem as restrições em relação à população que essas equações podem ser aplicadas, os critérios de validação utilizados, o coeficiente de determinação para cada regressão, os instrumentos de BIA empregados e a fonte original de cada estudo.

Número da Equação	População-alvo			Critério de validação	r^2	Intrumento de BIA aplicado	Publicado por
	homens	mulheres	idade (anos)				
1	✓	✓	18-94	DEXA	0,97	Xitron	(KYLE et al., 2001)
2		✓	18-29	Diluição de gases		Valhalla	(BOILEAU, 1993)
3		✓	30-49	Diluição de gases		Valhalla	(BOILEAU, 1993)
4		✓		DEXA	0,71	RJL-101	(KOTLER et al., 1996)
5	✓	✓	>16	Multi-C Diluição de gases	0,93	RJL-101	(DEURENBERG et al., 1991)
6		✓	18-60	Multi-C	0,75	Valhalla	(STOLARCZYK et al., 1994)
7		✓	50-70	Diluição de gases		Valhalla	(BOILEAU, 1993)
8	✓		18-29	Diluição de gases		Valhalla	(BOILEAU, 1993)
9		✓	12-94	Multi-C	0,83		(SUN et al., 2003)
10	✓			DEXA	0,92	RJL-101	(KOTLER et al., 1996)
11	✓		50-70	Diluição de gases		Valhalla	(BOILEAU, 1993)
12	✓	✓	35-65	Multi-C Potássio corporal total	0,90	RJL-103	(HEITMANN, 1990)
13	✓		50-70	Diluição de gases		Valhalla	(BOILEAU, 1993)
14	✓		12-94		0,90	RJL-101	(SUN et al., 2003)

Tabela 3 – Equações de predição de massa magra FFM: Restrições e critério de validação

Número da Equação	População-alvo			Critério de validação	r^2	Intrumento de BIA aplicado	Publicado por
	homens	mulheres	idade (anos)				
1	✓	✓		D_2O	0,95	Human-IM scanner	(DEURENBERG; TAGLIABUE; SCHOUTEN, 1995)
2	✓	✓	35-65	Multi-C	0,85	RJL-103	(HEITMANN, 1990)
3	✓		17-66	D_2O	0,96	RJL-101	(KUSHNER; SCHOELLER, 1986)
4		✓	17-66	D_2O	0,95	RJL-101	(KUSHNER; SCHOELLER, 1986)
5	✓	✓	17-66	D_2O	0,97	RJL-101	(KUSHNER; SCHOELLER, 1986)
6	✓		12-94	Multi-C	0,84	RJL-101	(SUN et al., 2003)

Tabela 4 – Equações de predição de Volume total de água no corpo TBW: Restrições e critério de validação

Sobre os critérios de validação, a Densitometria corporal por missão de raios-x de dupla energia (DEXA) é capaz de quantificar tanto a massa magra quanto a massa gorda do corpo. A técnica de medição de potássio corporal total é capaz de mensurar a massa magra do corpo a partir da contagem de íons potássio presentes nele. Por meio da diluição do óxido de deutério (D_2O) o volume de água corporal é obtido (MONTEIRO; FILHO, 2002). A Composição corporal multicomponente (multi-C) considera 3 ou mais métodos de avaliação da composição corporal (G.KYLE et al., 2004).

3 Metodologia

3.1 Desenvolvimento do equipamento - *Hardware*

3.1.1 Arquitetura do equipamento

A [Figura 5](#) apresenta o diagrama de blocos do sistema de análise de bioimpedância proposto nesse trabalho. Ele define uma série de módulos e suas funções básicas para construção desse tipo de equipamento, divididos em dois sistemas.

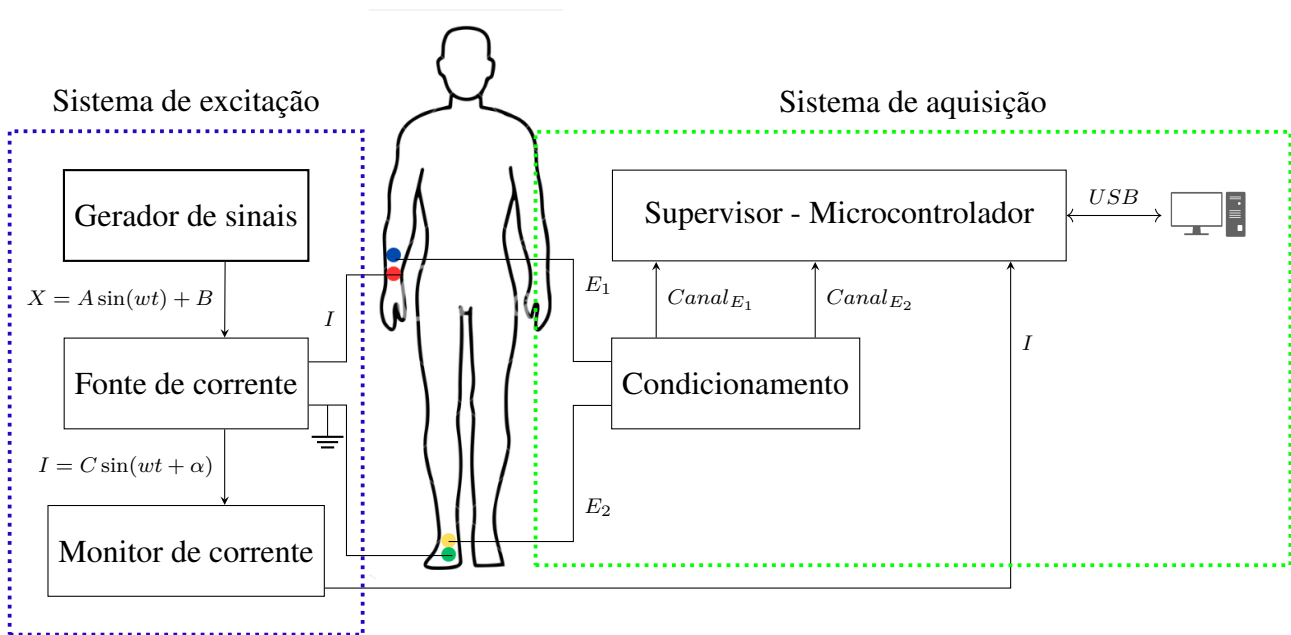


Figura 5 – Diagrama de blocos do Equipamento de análise de bioimpedância proposto.

Fonte: Próprio autor.

O sistema de excitação é responsável por fornecer uma corrente monopolar alternada de amplitude e frequência constantes ao corpo que é analisado; para isto é utilizada uma fonte de corrente controlada por tensão. O sistema de aquisição é responsável por capturar potenciais elétricos na superfície do corpo referente à corrente fornecida, por meio dos eletrodos E_1 e E_2 , além de monitorar o sinal fornecido por esse sistema de excitação; para isto é implementado um estágio de condicionamento de sinal e um subsistema Supervisor-Microcontrolador, com uso do microcontrolador STM32 para a conversão analógico-digital e de computador como unidade de processamento digital.

3.1.2 Requisitos de modularidade do *hardware*

Os circuitos eletrônicos desenvolvidos para este equipamento, apresentados nessa seção, são projetados sobre uma plataforma modular que permite a expansão dos canais de medição, sendo assim aplicável futuramente para projetos de Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) ([LIMA et al., 2016](#)).

Para isso, a estrutura de barramento de sinais deve contemplar o uso de fontes de corrente bipolar, além da monopolar; a expansão do número de canais de medição, que no dispositivo de análise de bioimpedância se limita em dois; e diferentes protocolos de comunicação, como I2C e SPI, para a comunicação de diferentes módulos e periféricos.

Outra motivação para a construção modular é a possibilidade de alteração de cada estágio do sistema individualmente, o que permite testar protótipos criados para explorar problemas específicos, sem que haja alteração de todo o projeto, o que representa um ganho de produtividade e agilidade no desenvolvimento de novas soluções. Essa modularidade proposta segue a lógica empregada nos *shields* do Arduino e ainda permite a conexão intercambiável das placas desenvolvidas.

3.1.3 Alimentação do sistema

É necessária uma fonte de tensão capaz de alimentar todos os circuitos do dispositivo desenvolvido. Os componentes ativos presentes são os amplificadores operacionais, que trabalham com tensão simétrica entre $\pm 5V$ e $\pm 15V$ (ANALOG DEVICES, INC., 2010). O gerador de sinais, que permite tensões de alimentação entre 2,3 e 5,5V (ANALOG DEVICES, INC., 2019). Os microcontroladores, que podem ser alimentados com 3,3V ou 5V (STMICROELECTRONICS, 2015). As tensões de 3,3V e 5V também são empregadas como sinais de referência do circuito de condicionamento e da comunicação I2C.

3.1.4 Sistema de excitação

3.1.4.1 Gerador de sinais

O gerador de sinais é responsável por fornecer o sinal de excitação na forma e frequência desejados. O equipamento desenvolvido trabalha com sinal senoidal de 50 kHz e é implementado com o gerador de funções programável baseado no circuito integrado AD9833 (ANALOG DEVICES, INC., 2019), que é facilmente encontrado no mercado em módulos destinados a placas de desenvolvimento *Arduino*, havendo vastos modelos de aplicação e bibliotecas para sua programação, o que facilita o seu uso. Ele é capaz de fornecer sinais periódicos nas formas senoidal, triangular e quadrada; sua comunicação com microcontroladores se dá por meio de interface serial, sendo neste trabalho utilizado o microcontrolador *Arduino Nano* por meio do protocolo de comunicação SPI.

Sua alimentação é realizada pelo próprio microcontrolador e a potência consumida quando fornecidos 3 V é de 12,65 mW, sendo o baixo consumo outra vantagem na escolha desse gerador. Outros parâmetros definidos por meio de programação são a fase e frequência do sinal, podendo ir de 0 Hz até 12,5 Mhz, com resolução de 28 bits, o que promove exatidão ao sinal e que por sua vez é essencial no processo de demodulação da variável de interesse. A amplitude máxima fornecida é de 325 mV, com componente DC, o que gera a necessidade de acréscimo de um filtro analógico passa-alta passivo de primeira ordem, para remoção desse componente, com frequência de corte de 160 Hz pelo emprego de resistor de 10 k Ω e capacitor de 100 nF

3.1.4.2 Construção da fonte de corrente

Nesse trabalho é construída uma fonte de corrente alternada monopolar independente do tipo Howland baseada na proposta de [Morcelles et al. \(2017\)](#). A [Figura 6](#) apresenta o esquema elétrico proposto para a fonte de corrente Howland aperfeiçoada.

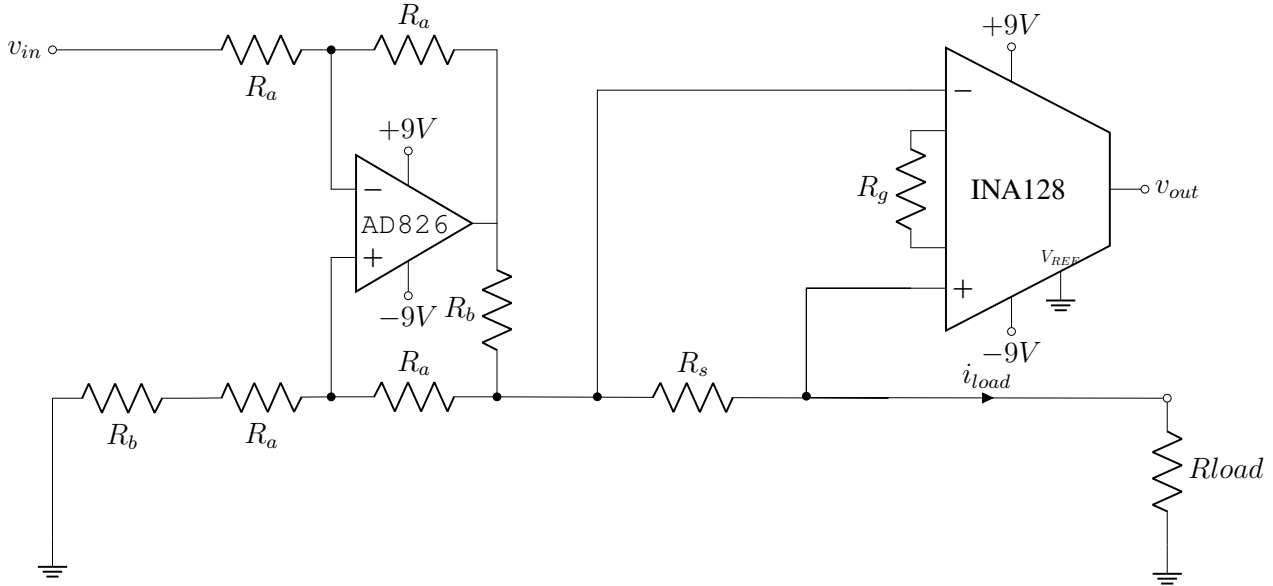


Figura 6 – Circuito da fonte Howland aperfeiçoada.

Sua excitação é feita por meio do gerador de sinais, que fornece um sinal senoidal em tensão. A amplitude da corrente é controlada pela amplitude da função de excitação (v_{in}) e um resistor de controle (R_b). Assim, a corrente fornecida pela fonte apresenta a mesma frequência de operação do circuito de geração de sinal e sua amplitude é dada pela [Equação 3.1](#).

$$i_{load} = \frac{v_{in}}{R_b} \quad (3.1)$$

Para que o ganho da fonte de corrente seja de 1 para 1000, ou seja, para que um sinal de entrada $v_{in} = 1 \text{ V}$ produza uma corrente de $i_{load} = 1 \text{ mA}$, os valores dos resistores seleccionados são:

- $R_a = 100k\Omega$
- $R_b = 1k\Omega$
- $R_g = 3,3k\Omega$
- $R_s = 10\Omega$

3.1.4.3 Monitoramento da corrente

O uso do amplificador de instrumentação INA128 ([TEXAS INSTRUMENTS, INC., 2019](#)) permite a medição da amplitude da corrente gerada, por meio do resistor sentinela (R_s), apresentada na [Equação 3.2](#). A carga do sistema (R_{load}) representa o corpo mensurado pelo sistema.

$$G = 1 + \frac{50 \text{ K}\Omega}{R_g} = 1 + \frac{50 \text{ K}\Omega}{3,3 \text{ K}\Omega} = 16,15$$

$$i_{load} = \frac{INA_{V_{out}}}{G \cdot R_s} = \frac{INA_{V_{out}}}{161,5} \quad (3.2)$$

Como a corrente é um sinal alternado e o microcontrolador utilizado não permite a conversão de sinais desse tipo de sinal, é necessário também a implementação de circuito de condicionamento, que é apresentado em [subseção 3.1.5.1](#).

3.1.5 Sistema de aquisição

3.1.5.1 Circuito de condicionamento de biosinal

Dadas as características dos sinais a serem medidos, como ser um sinal alternado de amplitude variada, e as limitações da entrada do microcontrolador para conversão analógico-digital, como o limite de tensão de entrada estar entre 0V e 3,3V ([STMICROELECTRONICS, 2015](#)), é construído o circuito de condicionamento de sinais composto de 4 estágios apresentado na [Figura 7](#) ([SILVA; CAMARGO, 2022](#)).

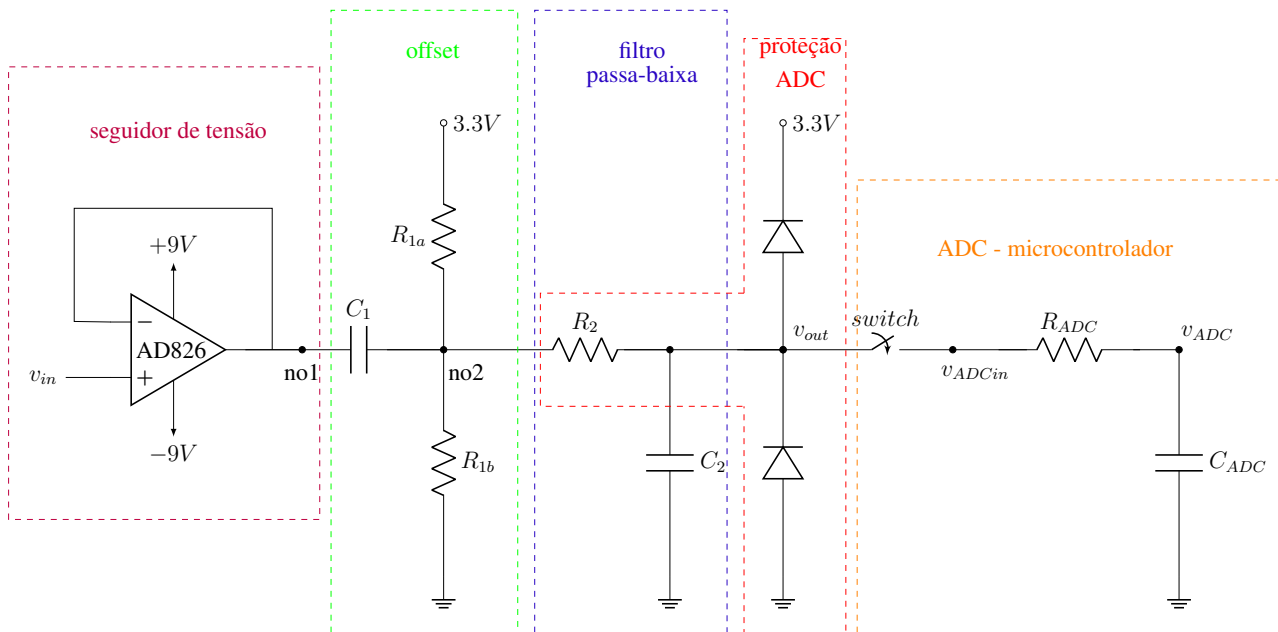


Figura 7 – Circuito de condicionamento de sinais.

Fonte: Próprio autor.

Considere que os valores adotados nesse trabalho são:

- $R_{1a} = R_{1b} = 100 \text{ k}\Omega$
- $R_2 = 220 \text{ }\Omega$
- $C_1 = 1 \text{ }\mu F$

- $C_2 = 470 \text{ pF}$

O primeiro estágio emprega um amplificador operacional no modo *seguidor de tensão*, tendo a função de aumentar a impedância de entrada do circuito de medição. O segundo estágio realiza um deslocamento (*offset*) do sinal de entrada, uma vez que corrente e tensão mensuradas são sinais senoidais com valor médio nulo e os conversores analógico-digital do microcontrolador não permitem o emprego de sinais negativos, sendo a amplitude limitada entre 0 V e 3,3 V; os componentes nesse estágio também formam um filtro passa-alta, de frequência de corte dada pela [Equação 3.3](#), que interage com o filtro do estágio a seguir. O terceiro estágio é composto por diodos de proteção, que não permitem que o sinal de entrada ultrapasse em muito os limites de entrada do conversor ADC. O último estágio é um filtro passa-baixa de primeira ordem com frequência de corte apresentada na [Equação 3.4](#).

$$F_c (\text{passa-alta}) = \frac{1}{2\pi \cdot \frac{R_1}{2} \cdot C_1} = \frac{1}{2\pi \cdot 50 \cdot 10^3 \cdot 1 \cdot 10^{-6}} = 3,18 \text{ Hz} \quad (3.3)$$

$$F_c (\text{passa-baixa}) = \frac{1}{2\pi \cdot R_2 \cdot C_2} = \frac{1}{2\pi \cdot 220 \cdot 470 \cdot 10^{-12}} = 1,54 \text{ MHz} \quad (3.4)$$

A resposta em frequência do circuito condicionamento de sinais entre os nós “ n_{o1} ” e “ v_{out} ” é apresentada na [Equação 3.5](#).

$$\hat{H}(j\omega) = \frac{\frac{R_1}{2} C_1 j\omega}{\frac{R_1}{2} R_2 C_1 C_2 (j\omega)^2 + (C_1 \frac{R_1}{2} + C_2 (\frac{R_1}{2} + R_2)) j\omega + 1} \quad (3.5)$$

3.1.5.2 Microcontrolador e supervisor

O processo de aquisição ocorre por meio de conversores analógicos-digitais (ADC) de aproximação sucessiva, por meio de cargas e descargas de capacitores internos, o que impacta na velocidade de aquisição. O microcontrolador STM32F103C8T6 possui dois conversores de 12-bits e 10 entradas ADC em sua GPIO, o que permite leituras síncronas de 2 sinais ([STMICROELECTRONICS, 2015](#)) ([GEOFFREY, 2012](#)). Os sinais de tensão vindos dos eletrodos (E_1 e E_2) são condicionados para que estejam dentro dos limites de leitura do pino ADC escolhido ($0 \text{ V} \leq V_{eletrodo} \leq 3,3 \text{ V}$). A frequência de amostragem (f_s) empregada é de 600 kHz, 12 vezes a frequência do sinal de excitação, o que satisfaz o Teorema da Amostragem e permite a reconstrução do sinal adquirido.

Um computador é utilizado para enviar comandos ao microcontrolador e permitir a visualização dos parâmetros definidos em *software* descrito na [seção 3.2](#).

3.2 Desenvolvimento do equipamento - *Software*

O *software* desenvolvido para este equipamento de análise de bioimpedância realiza as seguintes medições através de comando serial:

- Resistência do corpo - R_b (Ω)
- Reatância do corpo - X_b (Ω)
- Módulo da impedância do corpo - Z_b (Ω)
- Fase da impedância do corpo - F_b ($^\circ$)
- Módulo da impedância de contato pele-eletrodo - Z_c (Ω)
- Fase da impedância de contato pele-eletrodo - F_c ($^\circ$)

Esses valores são enviados ao computador por meio de comunicação serial UART. Posteriormente esses dados são analisados *offline* por meio das rotinas em MATLAB apresentadas no repositório do Github, sendo aplicados nas equações consideradas nesse trabalho para medição de massa magra (FFM) e volume total de água no corpo (TBW).

São empregadas 2 placas de desenvolvimento, que são plataformas de *hardware* desenvolvidas para facilitar a integração de microcontroladores e entrada e saída de dados por meio de *General Purpose Input/Output* (GPIO), conhecidas pelo nome de *bluepill*. Elas empregam o microcontrolador modelo STM32F103C8T6; sendo uma das placas identificada aqui como microcontrolador “controlador” e a outra como microcontrolador “periférico”. A comunicação entre eles é feita por meio do protocolo I2C, que necessita de apenas 2 fios para a transferência de dados. Cada microcontrolador possui 2 conversores analógico-digital (ADC). O ADC1 de cada microcontrolador recebe o sinal de um dos eletrodos (Controlador - ADC1 - Eletrodo E1), (Periférico - ADC1 - Eletrodo E2) e em ambos microcontroladores o ADC2 recebe o sinal de monitoramento da corrente fornecida ao corpo.

A figura [Figura 8](#) apresenta o fluxograma descritivo do algoritmo implementado no microcontrolador. O paralelogramo roxo indica a entrada de comando serial enviado pelo computador ao microcontrolador. O retângulo laranja indica processo realizado pelo microcontrolador, como digitalização de sinais captados pelo ADC, ou cálculos de impedância a partir desses sinais já digitalizados. o retângulo verde indica variável que é manipulada pelo *software* ou dado que é enviado do microcontrolador ao computador por meio de comunicação serial.

Os comandos implementados são:

- Comando “inicia”: inicia a medição de bioimpedância do paciente, estabelecendo a comunicação e troca de dados entre os microcontroladores “controlador” e “periférico”.
- Comando “calibra”: realiza calibração da fase da medição. O equipamento é conectado a um sistema puramente resistivo, composto de dois resistores de valores próximos à resistência corporal e de contato observada. Uma vez que a fase nesse tipo de sistema deveria ser nula, aquela medida é salva e descontada na medida de impedância realizadas no paciente.
- Comando “+delay”: eleva em 10 *ms* o tempo de *delay* entre a solicitação e envio de dados entre os microcontroladores “controlador” e “periférico”.

- Comando “-delay”: reduz em 10 *ms* o tempo de *delay* entre a solicitação e envio de dados entre os microcontroladores “controlador” e “periférico”.

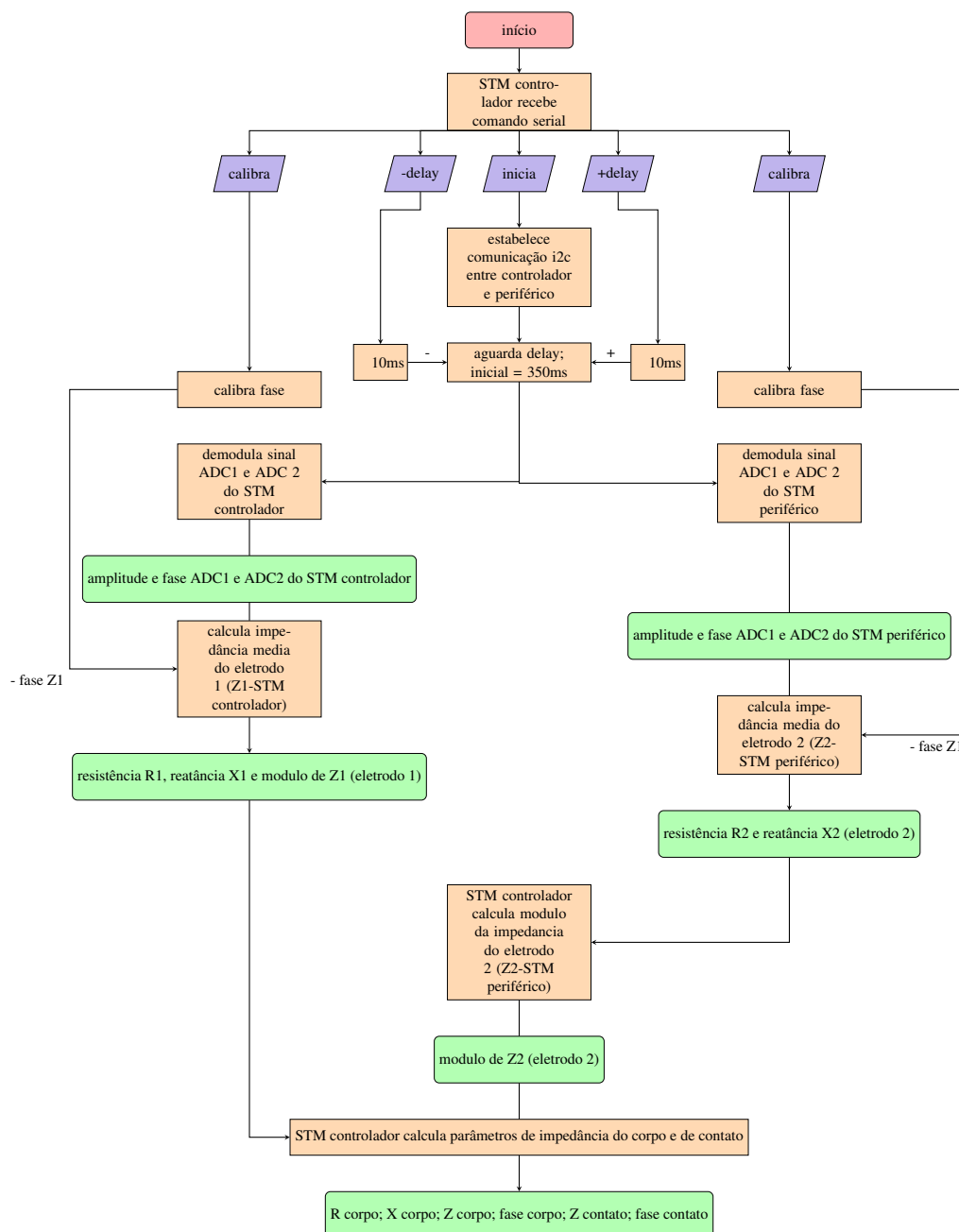


Figura 8 – Fluxograma do *software*.
Fonte: Próprio autor.

O *software* de demodulação e controle se encontra no repositório do Github.

3.3 Implementação das equações empíricas de Análise por bioimpedância

Para a predição de massa magra (FFM) e o Total de água no corpo (TBW) foram consideradas todas as equações apresentadas em [subseção 2.1.5](#), [Tabela 1](#) e [Tabela 2](#); excluindo as que são desti-

nadas ao público com alguma doença relatada, população que foi excluída da amostra considerada nesse trabalho.

As rotinas implementadas em MATLAB para estas análises estão no repositório do Github.

3.4 Validação do equipamento

O equipamento de análise de bioimpedância aqui apresentado fornece as medidas de bioimpedância de um corpo qualquer definidas em [seção 3.2](#). Essas medidas, quando aplicadas às equações vistas na [seção 3.3](#), resultam em valores de composição corporal, como quantidade de massa magra (FFM) e o total de água do corpo (TBW). Para validação desses resultados, os valores obtidos com o equipamento aqui apresentado são comparados com os resultados obtidos com o uso de uma balança de bioimpedância comercial, modelo Omron HBF-514, para um grupo de 20 voluntários.

A aplicação desses dispositivos nesses voluntários foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do ABC (CAAE:78985417.0.0000.5594), sendo 10 homens e 10 mulheres, todos com idade entre 18 e 60 anos e com nenhuma doença relatada. Foi realizada a medição de bioimpedância de corpo inteiro com 4 eletrodos, como apresentado na [subseção 2.1.5](#), em posição ortostática, com os braços estendidos formando 90 graus com o tronco.

Todos os voluntários foram orientados a estarem em jejum de ao menos duas horas e realizar micção antes da realização dos procedimentos. A temperatura do ambiente foi controlada em vinte e quatro graus Celsius. Os voluntários foram orientados sobre o procedimento a ser realizado e foram coletados termos de consentimento. Inicialmente foram coletados os dados antropométricos e a superfície da pele onde os eletrodos foram fixados limpa com álcool em gel 70%, foram usados eletrodos de monitorização Ag/AgCl de espuma, modelo 2223BRQ da marca 3M.

As primeiras medições foram realizadas com a balança HBF-514, onde o voluntário descalço subia sobre ela e segurava uma barra de eletrodos com as mãos, mantendo os braços estendidos formando 90 graus com o tronco até o fim da medição. Após este processo, os eletrodos de monitorização 2223BRQ foram fixados em posições próximas das apresentadas na [Figura 5](#). Os eletrodos dos pés foram fixados próximos uns aos outros, no dorso do pé direito. Os eletrodos superiores foram fixados na região volar do punho direito, onde os pacientes ficaram em pé sobre uma plataforma isolante e permaneceram em posição ortostática, com os braços estendidos formando 90 graus com o tronco, até o final da medição.

3.4.1 Massa magra - FFM

Os resultados obtidos com o uso da balança modelo Omron HBF-514 aqui considerados são: Porcentagem de gordura corporal em relação ao peso do corpo (Body fat, %) e Índice de Massa Corpórea (IMC). Uma vez que a massa corporal total é a soma da massa magra (FFM) e a massa gorda (FM), como visto em [subseção 2.1.5](#), então a massa magra (FFM) é dada pela [Equação 3.6](#):

$$FFM_{HBF-514}(\%) = 100 - Body\ fat \quad (3.6)$$

Os valores de massa magra (FFM) obtidos com o equipamento desenvolvido também foram considerados como porcentagem do peso total de cada voluntário, $FFM_{\text{equipamento}}(\%)$. Assim, é possível comparar ambos os resultados a partir da “Distância entre medidas” ($\Delta FFM(\%)$), definida pela Equação 3.7:

$$\Delta FFM(\%) = \frac{|FFM_{\text{equipamento}}(\%) - FFM_{HBF-514}(\%)|}{FFM_{HBF-514}(\%)} \cdot 100 \quad (3.7)$$

As Distâncias entre as medidas são apresentadas e discutidas na [subseção 4.8.3](#). A rotina implementada em MATLAB para obtenção desses valores, assim como a rotina implementada para análise estatística, estão no repositório do Github.

3.4.2 Total de água no corpo - TBW

A partir das equações vistas na [seção 3.3](#), é calculado o Total de água no corpo (TBW) de cada voluntário. A rotina implementada em MATLAB para obtenção desses valores está no repositório do Github.

3.4.3 Impedância de contato

A impedância de contato é obtida a partir da impedância medida no eletrodo “E2” (amarelo) visto na [Figura 5](#). Este eletrodo é fixado próximo ao eletrodo aterrado (verde) junto à fonte de corrente, e por isso, o potencial elétrico medido pelo canal correspondente sofre pouca influência da impedância tecidual existente entre esses eletrodos; sendo a maior contribuição vinda justamente da impedância de contato.

A análise da impedância de contato nas condições de temperatura, limpeza da pele, medição por corpo inteiro, modelo de eletrodo utilizado e pontos de fixação, todas descritas nesta seção, é feita por meio de gráfico de dispersão; que relaciona essa impedância com os outros dados de bioimpedância corporal obtidos para cada um dos segmentos dos voluntários. A rotina implementada em MATLAB para esta análise se encontra no repositório do Github.

4 Resultados

4.1 Plataforma modular do *hardware*

A plataforma desenvolvida está disposta em placa de circuito impresso de 90x100mm, com os 3 barramentos postos nas extremidades de seu comprimento. A [Figura 9](#) exemplifica o conjunto de barramentos e sinais existentes. A [Tabela 5](#) apresenta as funções desses sinais.

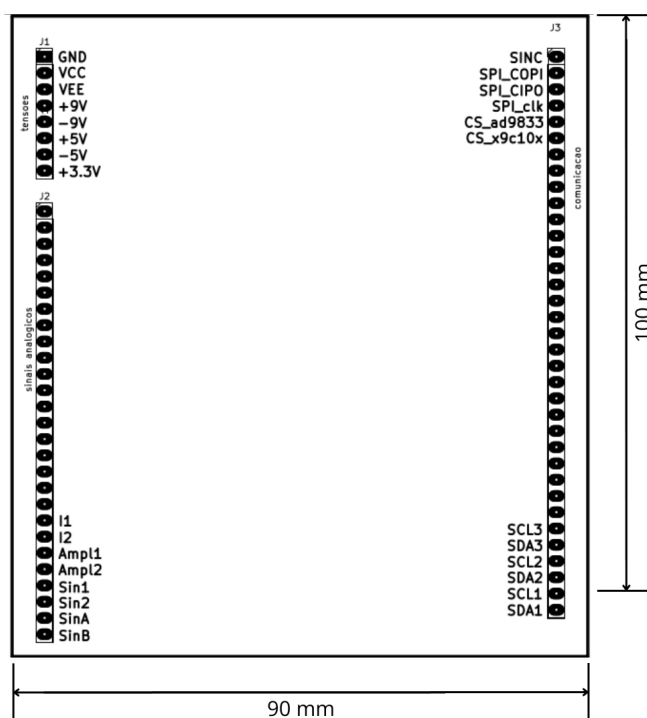


Figura 9 – Barramento da plataforma modular do equipamento desenvolvido

Pino	Função	Tipo
GND	Terra virtual	Alimentação
VCC	+(Máxima tensão da fonte utilizada / 2). Não regulada	
VEE	-(Máxima tensão da fonte utilizada / 2). Não regulada	
+9V	Tensão de alimentação dos amplificadores. Regulador 7809	
-9V	Tensão de alimentação dos amplificadores. Regulador 7909	
+5V	Tensão de alimentação dos microcontroladores. Regulador 7805	
-5V	Tensão de alimentação dos microcontroladores. Regulador 7905	
+3.3V	Tensão de referência dos conversores dos microcontroladores/ alimentação dos microcontroladores. Regulador 1117T-3.3	
I1	Corrente 1 dada pela fonte Howland	Sinais de tensão e corrente
I2	Corrente 2 dada pela fonte Howland (caso bipolar). Aterrado na fonte monopolar	
Ampl1	Tensão de saída condicionada do INA que monitora a corrente I1	
Ampl2	Tensão de saída condicionada do INA que monitora a corrente I2. Não implementado	
Sin1	Sinal alternado 1 gerado por AD9833/9850	
Sin2	Sinal alternado 2 gerado por AD9833/9850. Não implementado	
SinA	Sinal alternado 1 com controle de amplitude e frequência. Não implementado	
SinB	Sinal alternado 2 com controle de amplitude e frequência. Não implementado	
SINC	Sinal de sincronismo. Não implementado	
SDA(1-3)/ SCL(1-3)	Três pares de pinos reservados para comunicação - I2C	Comunicação
SPI_COPI	Comunicação SPI Controller Out Peripheral In	
SPI_CIPO	Comunicação SPI Controller In, Peripheral Out	
SPI_clk	Pino de clock que estabelece o sincronismo da comunicação SPI	
CS (AD9833)	Pino de seleção do chip AD9833	
CS (X9c10x)	Pino de seleção do chip potenciômetro X9c10x. Não implementado	

Tabela 5 – Sinais implementados no barramento do dispositivo e suas funções

4.2 Alimentação do sistema

A partir dos requisitos levantados na [subseção 3.1.3](#), uma fonte de tensão é implementada seguindo os sinais descritos na [Tabela 5](#). As tensões geradas se mantiveram estáveis durante o funci-

onamento do dispositivo, tanto nos testes de prova com circuitos resistivos quanto nos experimentos conduzidos com os voluntários.

A Figura 10 apresenta a visão 3D do projeto da fonte de tensão implementada nesse trabalho.

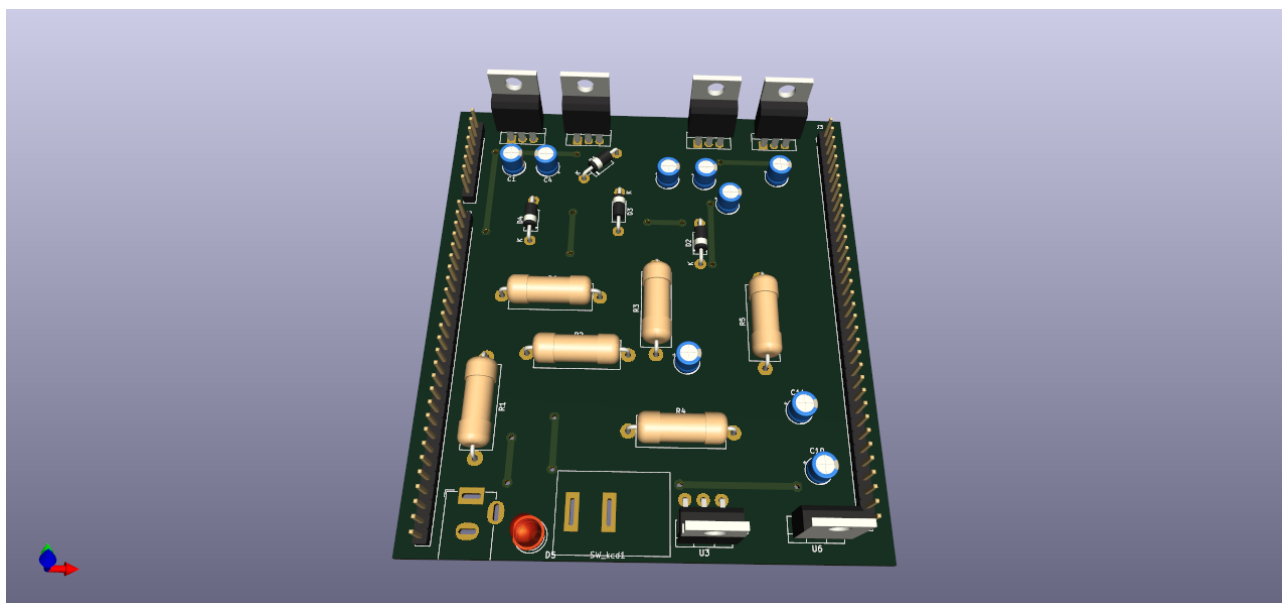
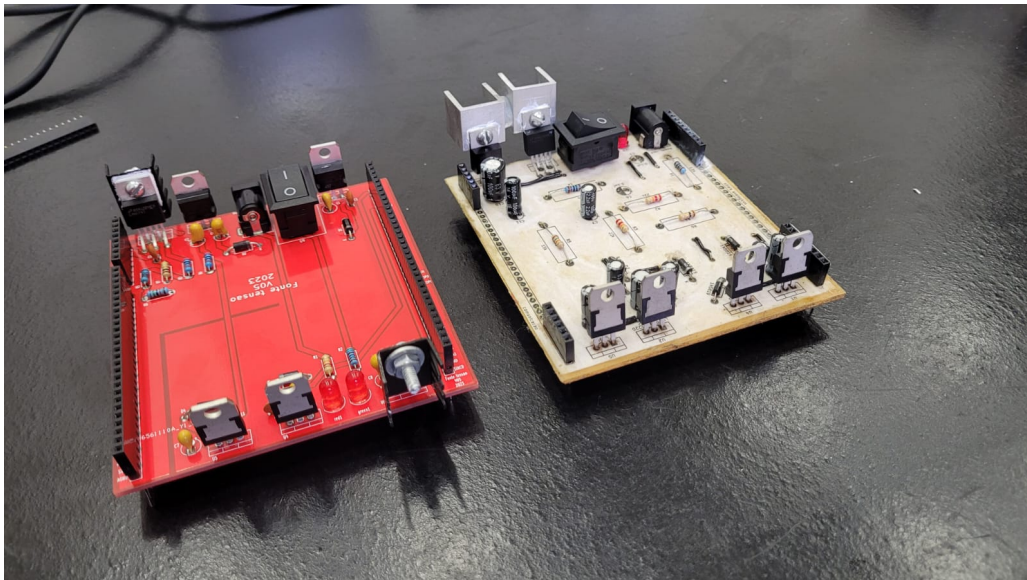
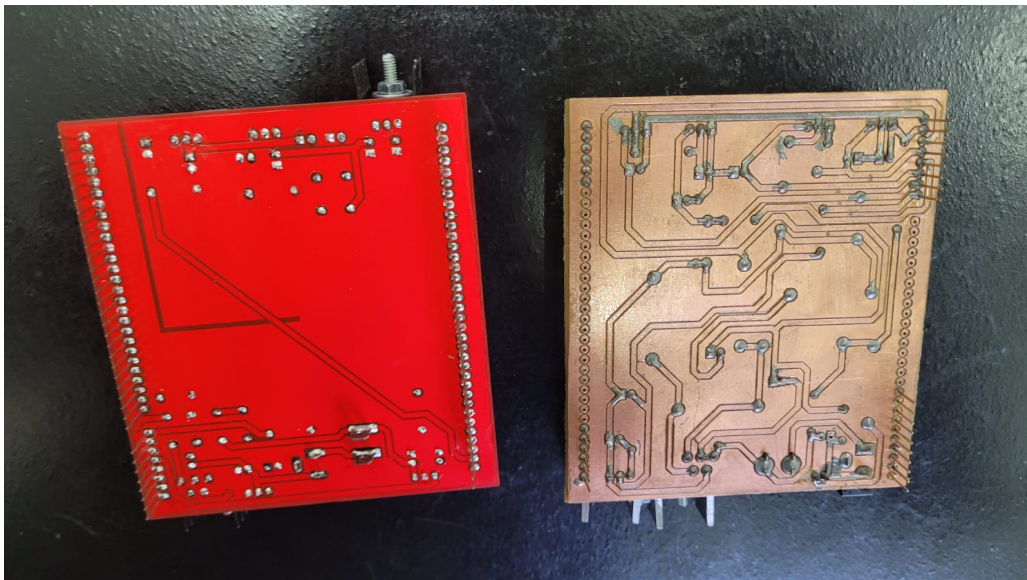


Figura 10 – Visão 3D do projeto - Fonte de tensão
Fonte: Próprio autor.

A Figura 11 apresenta a comparação dos protótipos realizados da fonte de tensão. A placa produzida em fenolite (direita) está em funcionamento integrado com o dispositivo apresentado nesse trabalho. A placa em FR-4 (esquerda - vermelha) é um novo protótipo, produzido industrialmente, que apresenta algumas alterações em seu barramento e que ainda não está integrada ao dispositivo.



(a) Visão superior



(b) Visão inferior

Figura 11 – Protótipos realizados - Fonte de tensão
Fonte: Próprio autor.

O esquema elétrico proposto para fonte de tensão se encontra na [seção A.4](#) e no repositório do Github.

4.3 Gerador de sinais

O gerador de sinais baseado no circuito integrado AD9833 fornece um sinal senoidal de 50 kHz e amplitude de 300 mV , a componente DC do sinal é filtrada pelo filtro passa-alta de primeira ordem de frequência de corte de 160 Hz . O esquema elétrico proposto para o gerador de sinais implementado para o equipamento de análise de bioimpedância desenvolvido nesse trabalho se encontra no [seção A.1](#) e no repositório do Github.

4.4 Escolha do Amplificador Operacional

Os circuitos são implementados com o amplificador operacional AD826 (ANALOG DEVICES, INC., 2010). Sua escolha se dá pelo maior *slew rate* (S_R) em relação ao amplificador TL072 (STMICROELECTRONICS, 2014), que foi a primeira alternativa considerada, visto que seu preço de mercado é cerca de 10 vezes menor que do primeiro. Nominalmente, o TL072 apresenta $S_R = 13 \text{ V}/\mu$ e o AD826 $S_R = 350 \text{ V}/\mu$. Porém os valores medidos experimentalmente foram de $S_R = 0,5 \text{ V}/\mu$ e $S_R = 32 \text{ V}/\mu$ respectivamente.

A Figura 12 apresenta a resposta do amplificador TL072 na configuração seguidor, frente a um sinal quadrado de 50 kHz.

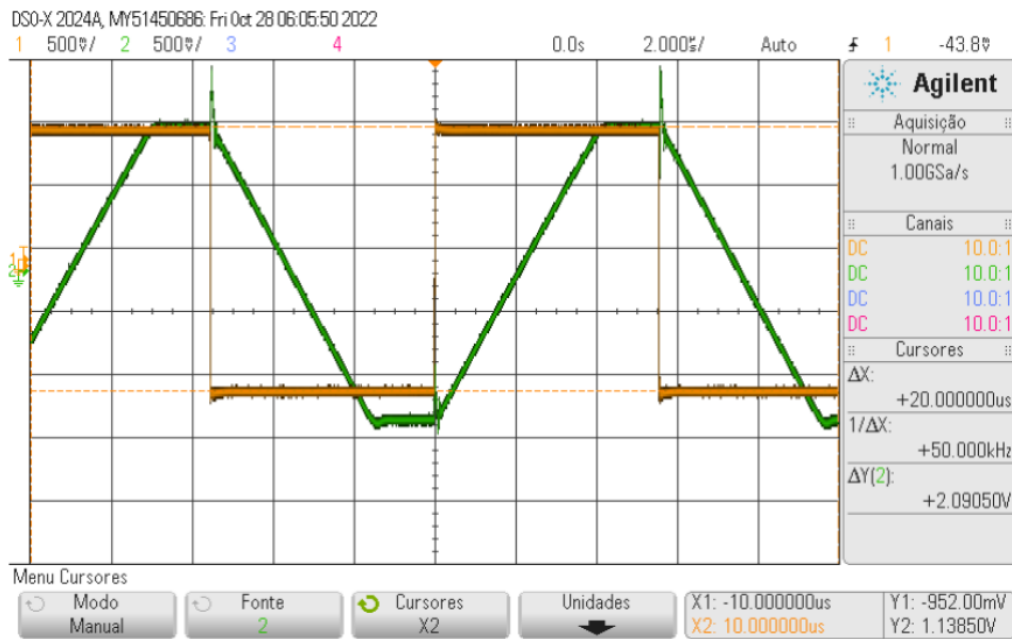


Figura 12 – Resposta do AmpOp TL072C frente a uma onda quadrada de 50 kHz.

O *slew rate* do TL072 então é de:

$$\text{slew rate} = \frac{\Delta y}{\Delta x} = \frac{2,09}{4} = 0,52 \frac{\text{V}}{\mu\text{s}}$$

O que limita o uso a sinais de amplitude máxima de 1 V, o que torna seu uso não aconselhado.

A Figura 13 apresenta a resposta do amplificador AD826 na configuração seguidor, frente a um sinal quadrado de 50 kHz.

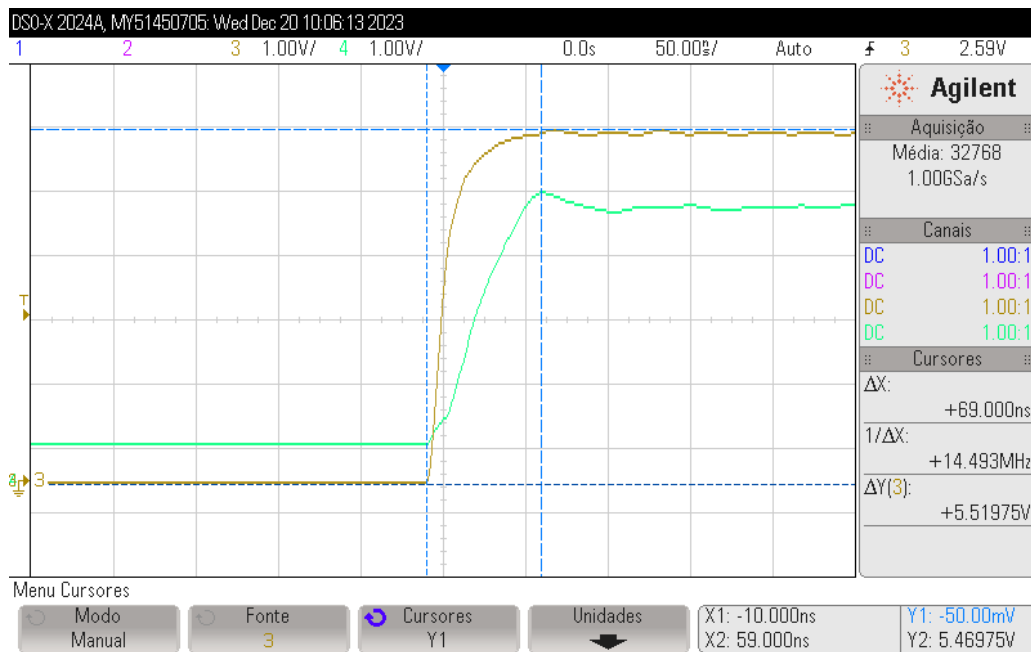


Figura 13 – Resposta do AmpOp AD826 frente a uma onda quadrada de 50 kHz.

O *slew rate* do AD826 então é de:

$$\text{slew rate} = \frac{\Delta y}{\Delta x} = \frac{2,25}{0,07} = 32 \frac{V}{\mu s}$$

O que permite seu uso para sinais acima do limite de alimentação do amplificador.

O sinal senoidal de amplitude máxima (V_p) teórico que se pode trabalhar nessa condição é dado pela [Equação 4.1](#), (MALVINO; BATES, 2016).

$$V_p = \frac{S_R}{2\pi f_{max}} \quad (4.1)$$

A [Figura 14](#) apresenta o gráfico de largura de banda de grande sinal em função da tensão de pico do sinal de entrada para os amplificadores mencionados, obtido a partir da [Equação 4.1](#).

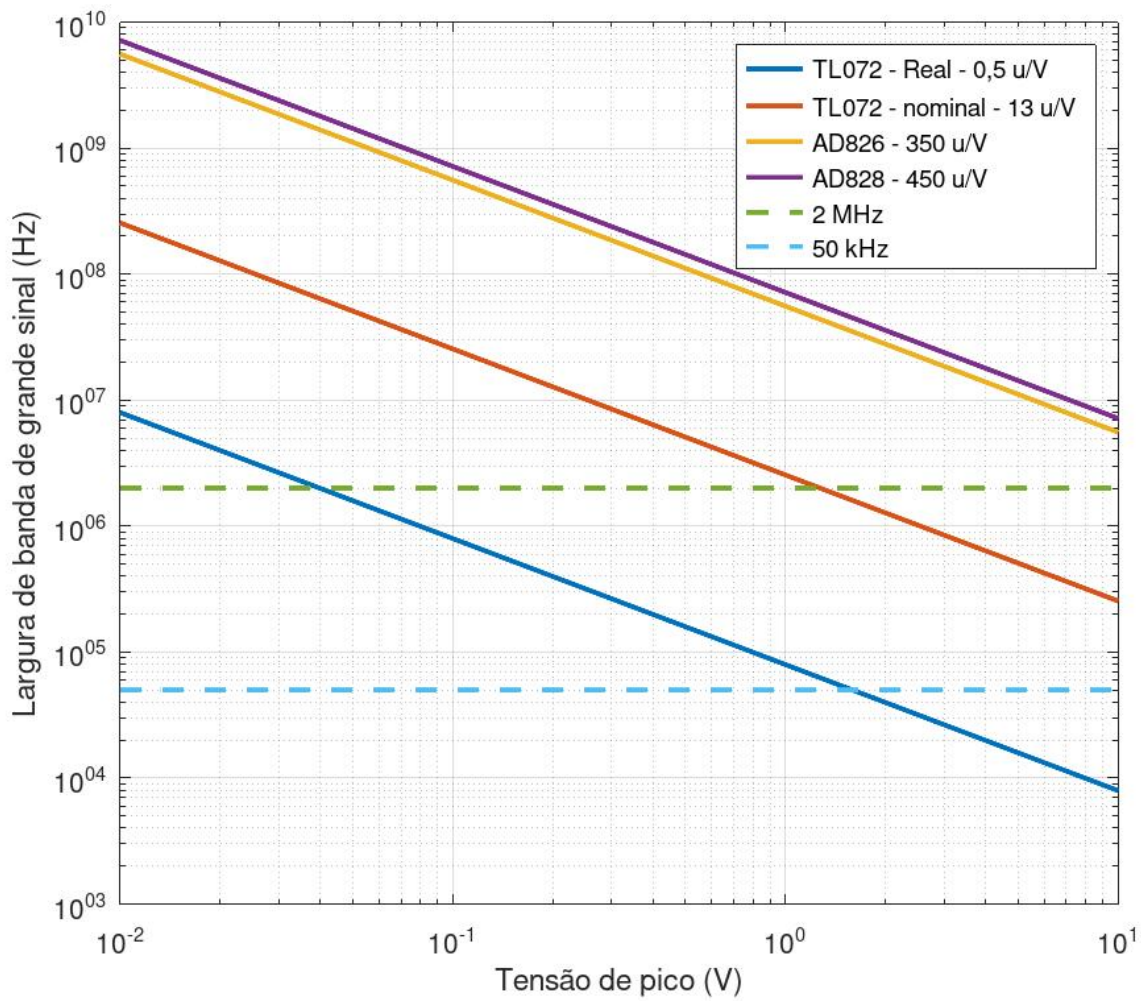


Figura 14 – Gráfico da largura de banda de grande sinal vs. tensão de pico do sinal de entrada.

Fonte: Próprio autor

4.5 Resposta da fonte de corrente

A Figura 15 apresenta três correntes elétricas fornecidas pelo circuito frente um conjunto de cargas, para a frequência de 50 kHz. As cargas experimentais variam entre 22 Ω e 104 k Ω

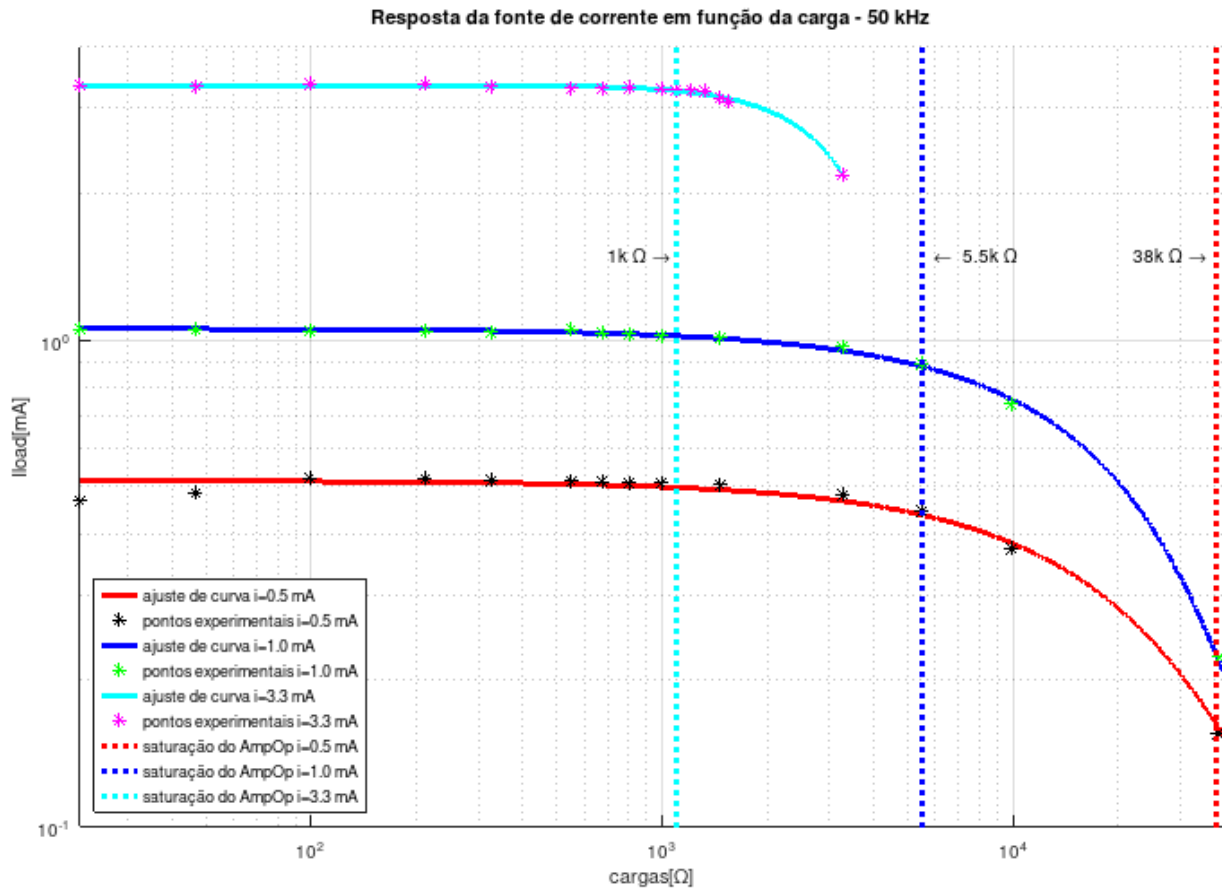


Figura 15 – Resposta da Fonte de Corrente Monopolar Howland Aperfeiçoada em função da carga - 50 kHz - correntes de 0,5mA; 1,0mA e 3,3mA
 Fonte: Próprio autor.

O esquema elétrico proposto para a fonte de corrente e sistema de monitoramento implementados para o equipamento de análise de bioimpedância desenvolvido nesse trabalho se encontra na [seção A.2](#) e no repositório do Github.

4.6 Resposta do circuito de condicionamento

A resposta transiente do circuito de condicionamento, apresentado em [subseção 3.1.5.1](#), [Figura 7](#), frente a um sinal senoidal de frequência de 50 kHz e amplitude de 1,65 V, é simulada por *Ngspice* e apresentada na [Figura 16](#).

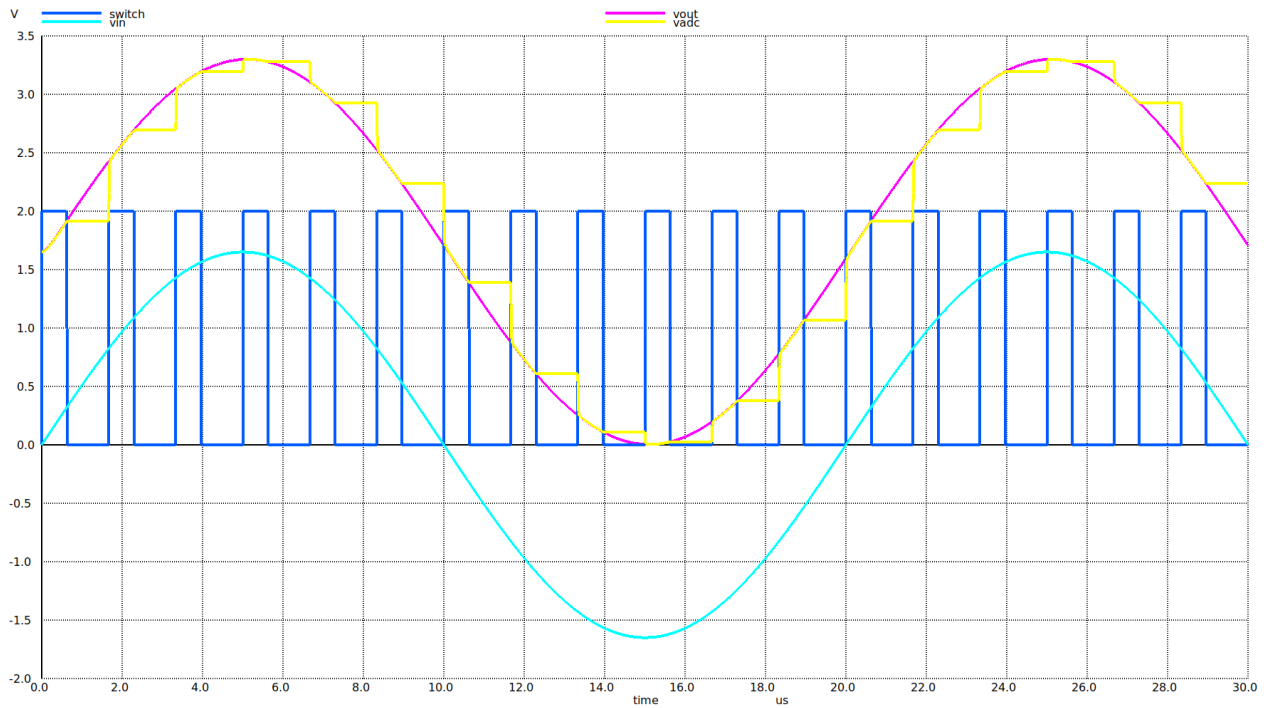


Figura 16 – Resposta no tempo do circuito de condicionamento

Fonte: Próprio autor.

Onde:

- v_{in} - azul claro - sinal de entrada do sistema de condicionamento (50 kHz @ 1,65 V)
- v_{out} - rosa - sinal de saída do sistema de condicionamento
- $switch$ - azul escuro - sinal de chaveamento do capacitor do conversor ADC (600 kHz)
- v_{adc} - amarelo - sinal amostrado pelo microcontrolador

A onda quadrada ($switch$) é o sinal de chaveamento do capacitor do conversor analógico-digital por aproximações sucessivas (SAR-ADC); quando este sinal está em nível alto, o sinal na entrada do conversor (v_{out}) é registrado, o que gera o sinal digital (v_{adc}), com resolução de 12 bits. O sinal de saída do circuito de condicionamento e o sinal amostrado pelo microcontrolador estão deslocados em relação ao sinal de entrada (v_{in}) devido o estágio de *offset*. A resposta em frequência resulta em uma frequência de corte do filtro passa-alta de 3,18 Hz e frequência de corte do filtro passa-baixa de 1,54 MHz , condizente com o esperado e apresentado em [subseção 3.1.5.1](#).

O erro entre o sinal que deve ser adquirido (V_{out}) e o sinal realmente obtido (V_{adc}) simulado em *Ngspice* é apresentado na [Figura 17](#). A amplitude de 1,65 V é a considerada máxima pois está no limite aceito pelo conversor analógico-digital do microcontrolador STM32F103C8T6; valores superiores de sinal de entrada resultam em erros maiores, mas esses sinais não devem ser aplicados ao sistema.

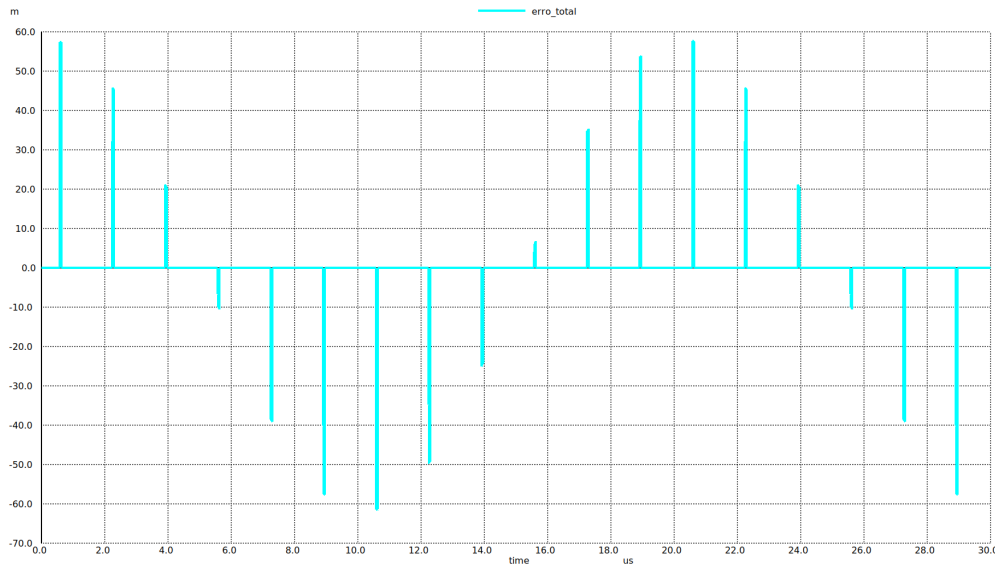


Figura 17 – Erro entre o sinal o sinal desejado e o sinal adquirido.

Fonte: Próprio autor.

O erro total é definido na [Equação 4.2](#).

$$\text{Erro Total} = (v_{in} + 1,65 - v_{adc}) , \text{ quando } switch \text{ está fechada} \quad (4.2)$$

Esse erro total é resultante de diversos fatores, sendo eles:

O atraso gerado pelo *buffer* (erro_buffer), definido na [Equação 4.3](#).

$$\text{Erro buffer} = v_{in} - v_{no1} \quad (4.3)$$

A resposta do filtro passa-baixa (erro_fpb), definido na [Equação 4.4](#).

$$\text{Erro fpb} = v_{no2} - v_{out} \quad (4.4)$$

A resposta do filtro passa-alta do circuito de *offset*(erro_os), definido na [Equação 4.5](#)

$$\text{Erro os} = v_{no1} - v_{no2} + offset = v_{no1} - v_{no2} + 1,65 \quad (4.5)$$

O erro da topologia de condicionamento (erro_cond), definido na [Equação 4.6](#).

$$\text{Erro cond} = v_{in} + 1,65 - v_{out} \quad (4.6)$$

O erro pelo tempo de resposta de carregamento do ADC (erro_adc), definido na [Equação 4.7](#)

$$\text{Erro adc} = (v_{out} - v_{adc}) , \text{ quando } switch \text{ está fechada} \quad (4.7)$$

Esses fatores são discriminados na Figura 18, por meio de simulação em *Ngspice*.

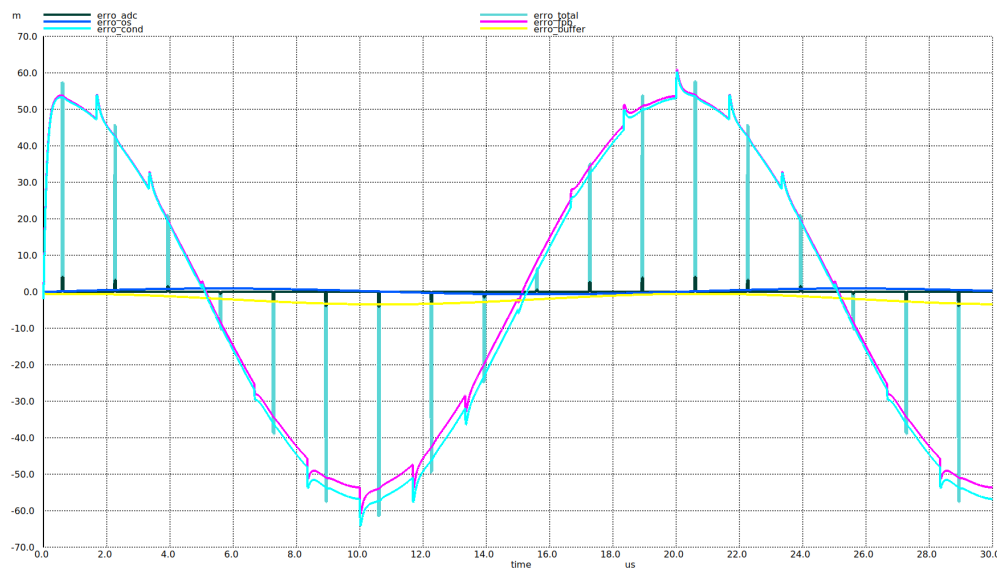


Figura 18 – Erros relacionados aos fatores da topologia do circuito de condicionamento
Fonte: Próprio autor.

O erro resultante apenas da reposta do conversor analógico-digital é mostrado na Figura 19 .

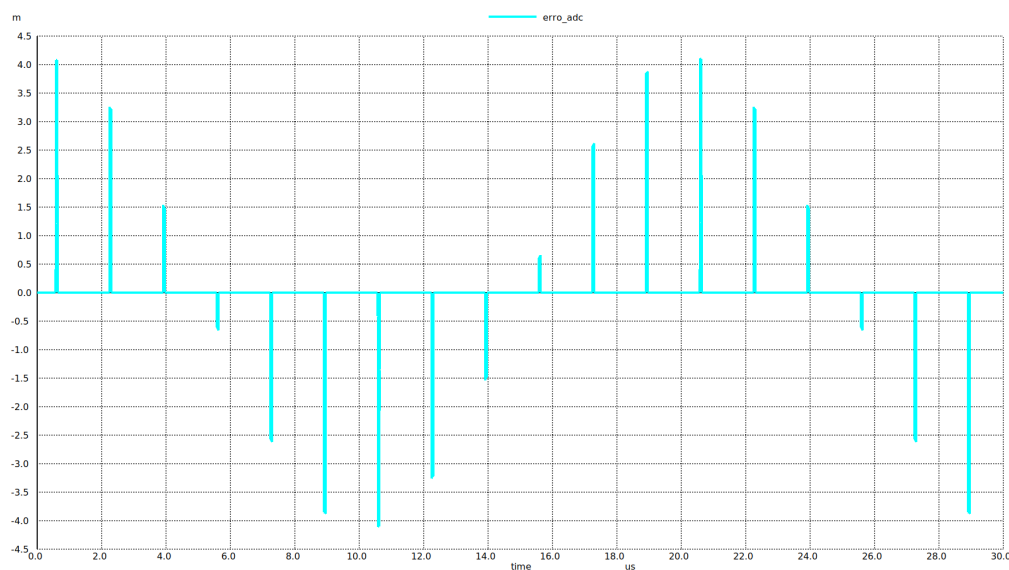


Figura 19 – Erro relacionado com o conversor ADC.
Fonte: Próprio autor.

Assim, na topologia apresentada para o analisador de bioimpedância desenvolvido, o erro máximo obtido no processo de aquisição dos sinais de interesse, é de 60 mV, de acordo com a simulação.

O esquema elétrico proposto para o condicionamento de sinais, como também para interligação de comunicação, se encontra na seção A.3 e no repositório do Github.

4.7 Integração dos circuitos

A Figura 20 traz, da esquerda para a direita, fotos das placas produzidas em fenolite do gerador de sinais, fonte de corrente com monitorização e o circuito de condicionamento e integração dos microcontroladores.

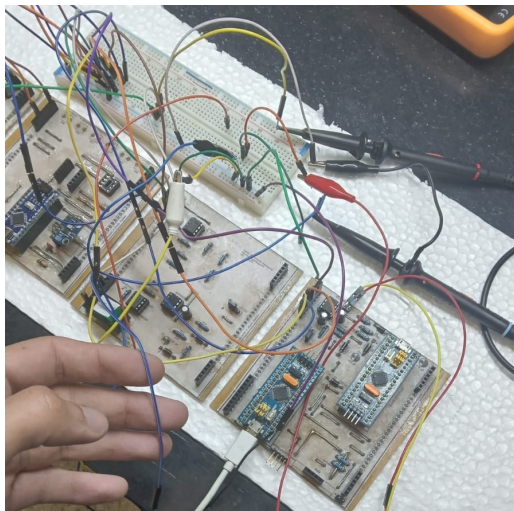


Figura 20 – Teste de integração dos circuitos.
Fonte: Próprio autor.

A Figura 21 traz fotos do equipamento em funcionamento, em sua configuração modular e empilhada através de barramento de sinais.

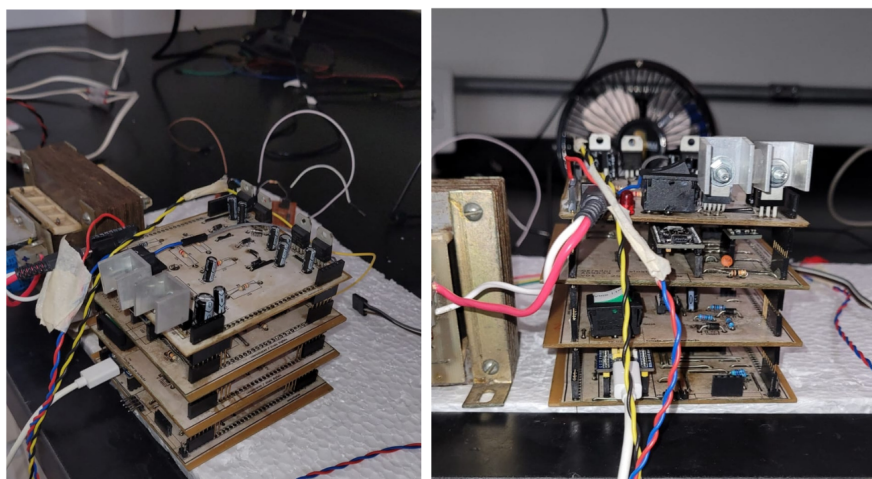


Figura 21 – Equipamento modular em funcionamento
Fonte: Próprio autor.

A Figura 22 traz a foto dos protótipos desenvolvidos para a fonte de tensão. Espera-se em

trabalhos futuros construir todos os circuitos do equipamento em placas de FR-4, como da placa à esquerda (vermelha).

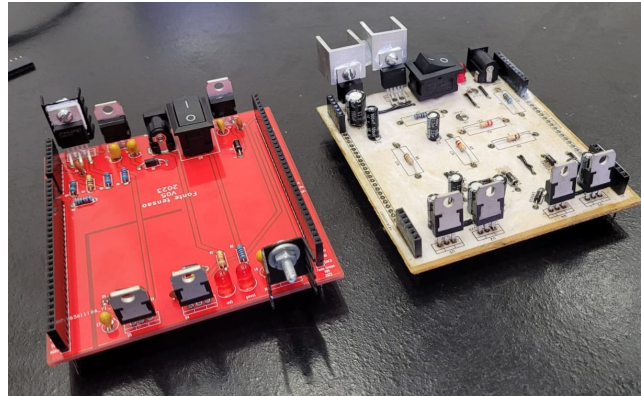


Figura 22 – Novo protótipo em FR-4.
Fonte: Próprio autor.

4.8 Análise de bioimpedância dos voluntários

4.8.1 Impedância de contato

Os valores de Impedância de contato (Z_C) obtidos para os 20 voluntários, em relação aos parâmetros de impedância corporal, são apresentados por meio de gráficos de dispersão mostrados na [Figura 23](#).

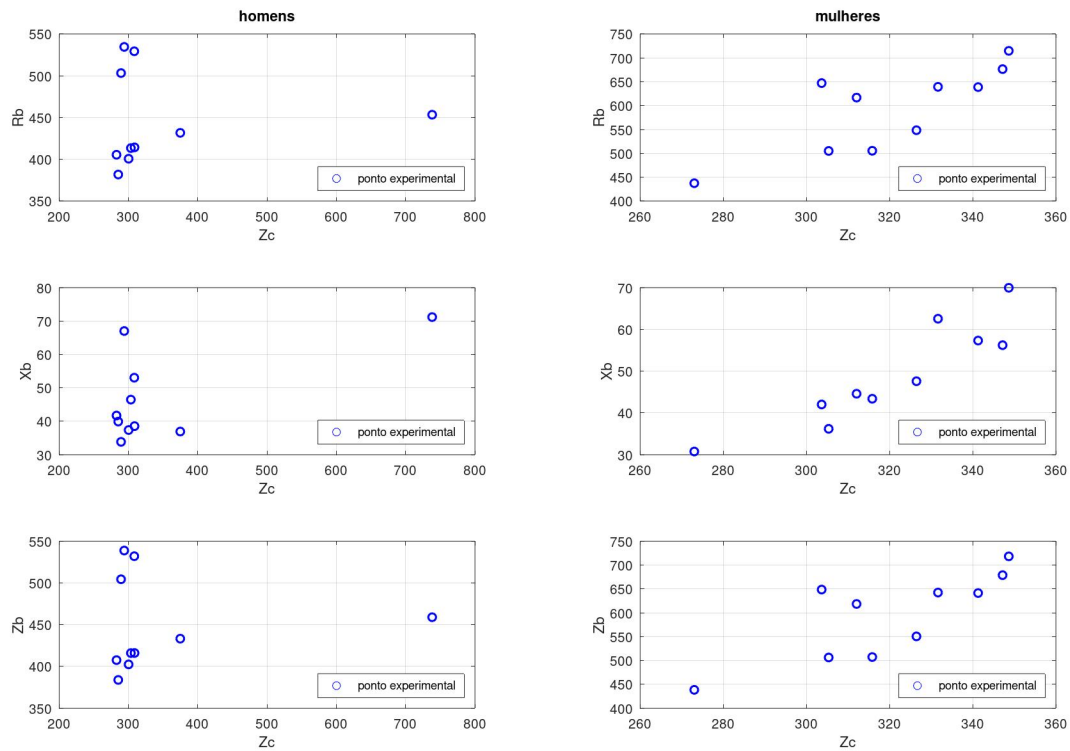


Figura 23 – Gráfico de dispersão da impedância de contato (Z_C) para as medidas de impedância do corpo para cada grupo de voluntários. Rb: resistência corporal; Xb: reatância corporal; Zb: módulo da impedância corporal.

Fonte: Próprio autor.

Observa-se que a impedância de contato para os homens alcançou valor acima de 700 Ω , enquanto para as mulheres os valores estão limitados entre 260 Ω e 360 Ω . A [Figura 24](#) apresenta os resultados de impedância de contato excluindo os *outliers* presentes no segmento dos homens.

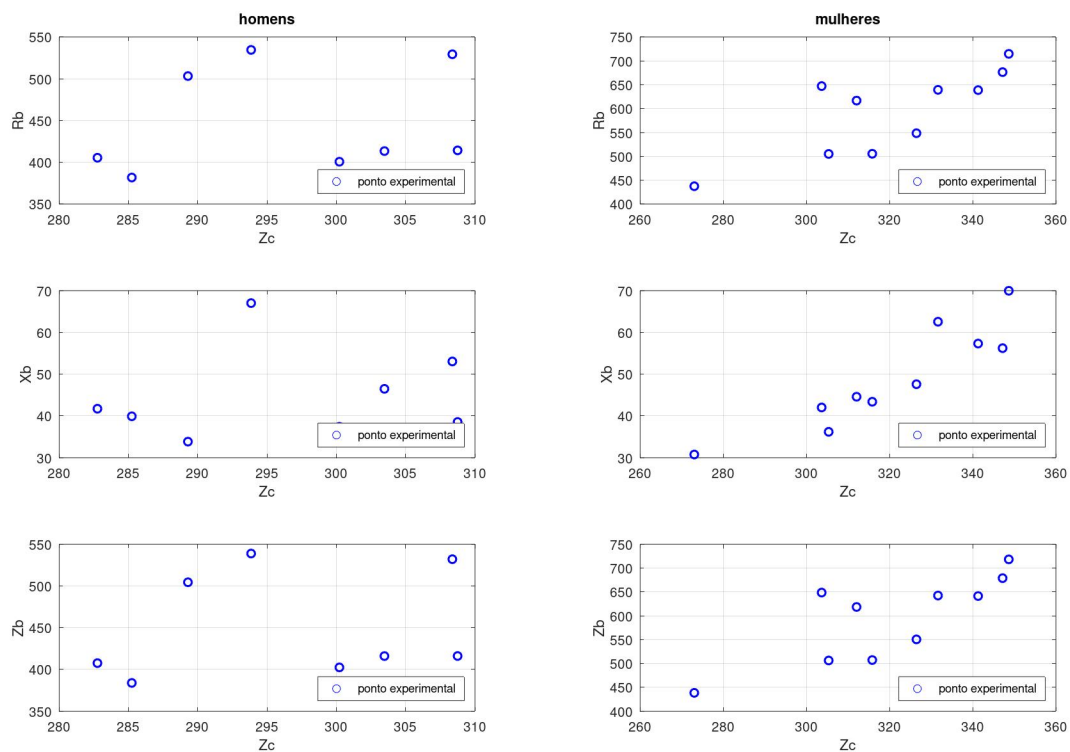


Figura 24 – Gráfico de dispersão da impedância de contato (Z_c) para as medidas de impedância do corpo para cada grupo de voluntários - Sem outliers. R_b : resistência corporal; X_b : reatância corporal; Z_b : módulo da impedância corporal.

Fonte: Próprio auto.

Quando desconsiderados os *outliers* a distância entre as impedâncias obtidas para os homens é inferior à 30 Ω ; já para as mulheres é inferior à 80 Ω . Em relação aos parâmetros de impedância corporal mensurados, não é observada correlação entre as medidas.

4.8.2 Total de água do corpo - TBW

Os dados antropométricos e resultados de predição de volume total de água no corpo (TBW) para os 20 voluntários estão sumarizados na [Tabela 6](#).

	Homens n = 10	Mulheres n = 10
Idade (anos)	27 ± 5	21 ± 3
Peso (kg)	83,1 ± 18,4	60,2 ± 10,2
Altura (cm)	174,8 ± 8,1	164,6 ± 5,6
IMC	27,1 ± 4,8	22,2 ± 3,5
TBW (%) - Equação 1	56,1 ± 4,1	53,5 ± 4,1
TBW (%) - Equação 3	58,4 ± 4,3	—
TBW (%) - Equação 4	—	53,5 ± 5,0
TBW (%) - Equação 5	39,9 ± 4,0	38,4 ± 5,0
TBW (%) - Equação 6	57,3 ± 3,2	—

Tabela 6 – Dados antropométricos e de volume total de água no corpo (TBW(%)) dos 20 voluntários.
Fonte: Próprio autor

Os valores percentuais de Volume total de água (TBW%) para os 10 homens participantes do estudo são apresentados na [Tabela 7](#).

		Equações TBW(%)			
		eq 1	eq 3	eq 5	eq 6
voluntários	1	48,2	49,4	31,8	50,8
	2	56,4	59,4	40,4	57,6
	3	59,3	61,6	41,1	58,2
	4	53,7	55,2	36,0	54,1
	5	61,6	63,3	45,3	61,6
	6	60,7	62,0	41,9	58,8
	7	55,9	57,4	39,3	56,9
	8	55,4	57,1	38,2	55,9
	9	60,3	62,0	44,8	61,2
	10	53,6	55,6	37,9	55,7

Tabela 7 – Porcentagem de Volume de Água - TBW(%) - de cada voluntário, a partir da balança de bioimpedância HBF-514 e diferentes equações de BIA para corrente de 50 *kHz*.
Fonte: Próprio autor.

Os valores percentuais de Volume total de água (TBW%) para as 10 mulheres participantes do estudo são apresentados na [Tabela 8](#).

		Equações TBW(%)		
		eq 1	eq 4	eq 5
voluntários	11	49,2	49,7	32,0
	12	49,5	51,4	31,1
	13	53,0	52,9	37,8
	14	54,0	54,1	39,0
	15	51,4	52,8	35,8
	16	59,8	64,1	44,2
	17	56,5	56,7	41,6
	18	56,9	58,9	39,6
	19	56,7	58,5	39,6
	20	47,1	46,9	28,3

Tabela 8 – Porcentagem de Volume de Água - TBW(%) - de cada voluntária, a partir da balança de bioimpedância HBF-514 e diferentes equações de BIA para corrente de 50 kHz .

Fonte: Próprio autor.

Todas as equações se mostraram válidas para a predição do Volume total de água no corpo, com valores em torno de 50%, exceto a Equação 5, que apresenta valores abaixo do esperado.

4.8.3 Massa magra - FFM

Os dados antropométricos e resultados de predição de massa magra (FFM) para os 20 voluntários estão sumarizados na [Tabela 9](#).

	Homens n = 10	Mulheres n = 10
Idade (anos)	27 ± 5	21 ± 3
Peso (kg)	83,1 ± 18,4	60,2 ± 10,2
Altura (cm)	174,8 ± 8,1	164,6 ± 5,6
IMC	27,1 ± 4,8	22,2 ± 3,5
FFM (kg) - HBF-514	72,9 ± 7,1	68,2 ± 6,9
FFM (%) - Equação 1	74,5 ± 5,0	66,5 ± 5,1
FFM (%) - Equação 5	74,0 ± 5,9	70,5 ± 4,9
FFM (%) - Equação 6	—	65,2 ± 5,5
FFM (%) - Equação 9	—	71,0 ± 5,7
FFM (%) - Equação 10	79,4 ± 4,4	—
FFM (%) - Equação 14	76,2 ± 4,2	—

Tabela 9 – Dados antropométricos e de massa magra (FFM(%) dos 20 voluntários.

Fonte: Próprio autor

Os valores percentuais de Massa magra (FFM%) para os 10 homens participantes do estudo são apresentados na [Tabela 10](#).

		HBF-514 FFM(%)	Equações FFM(%)					
			eq 1	eq 5	eq 8	eq 10	eq 11	eq 14
voluntários	1	60,5	64,5	64,7	---	70,7	62,2	69,2
	2	71,4	74,3	73,5	---	80,3	74,1	76,1
	3	75,3	81,6	80,6	84,0	84,0	---	78,3
	4	65,8	74,7	72,2	78,0	77,1	---	72,6
	5	84,4	78,2	83,7	86,9	85,1	---	83,4
	6	80,7	79,4	82,1	84,6	84,4	---	79,1
	7	72,1	72,5	74,5	80,8	78,6	---	76,4
	8	68,7	71,7	72,1	80,1	78,1	---	73,9
	9	78,1	78,7	79,0	86,0	82,0	---	81,6
	10	73,6	72,1	71,6	---	76,7	70,5	75,0

Tabela 10 – Porcentagem de Massa magra - FFM(%) - de cada voluntário, a partir da balança de bioimpedância HBF-514 e diferentes equações de BIA para corrente de 50 kHz .

Fonte: Próprio autor.

Os valores percentuais de Massa magra (FFM%) para as 10 mulheres participantes do estudo são apresentados na [Tabela 11](#).

		HBF-514 FFM(%)	Equações FFM(%)					
			eq 1	eq 2	eq 4	eq 5	eq 6	eq 9
voluntários	11	58,9	62,5	71,1	67,6	65,0	60,7	64,5
	12	67,5	67,1	71,6	73,5	67,7	63,3	67,2
	13	65,1	65,8	75,6	73,8	70,4	64,9	71,1
	14	63,6	65,9	76,8	70,8	68,8	62,8	70,9
	15	68,8	65,5	74,6	77,1	70,5	65,5	70,8
	16	78,9	78,8	84,9	90,1	78,1	77,2	80,6
	17	71,8	70,6	79,5	78,9	74,1	70,6	75,2
	18	76,3	72,1	79,8	85,4	76,7	71,4	76,5
	19	74,4	68,3	79,6	83,9	75,8	67,7	75,6
	20	59,4	60,9	67,8	66,3	64,4	59,4	62,0

Tabela 11 – Porcentagem de Massa magra - FFM(%) - de cada voluntária, a partir da balança de bioimpedância HBF-514 e diferentes equações de BIA para corrente de 50 kHz .

Fonte: Próprio autor.

A “Distância entre medidas” (ΔFFM), definida em [subseção 3.4.1](#), obtida para os 10 homens participantes do estudo é apresentada na [tabela Tabela 12](#). A [Tabela 13](#) apresenta os resultados para as 10 mulheres participantes do estudo.

Em verde estão as $\Delta FFM(\%) \leq 5$; em amarelo $5 < \Delta FFM(\%) \leq 10$; em roxo $10 < \Delta FFM(\%) \leq 15$; em vermelho $\Delta FFM(\%) \geq 15$. Células em branco são referentes às equações que não se aplicam ao voluntário(a) por fator de idade.

		$\Delta FFM(\%)$ Equações					
		eq 1	eq 5	eq 8	eq 10	eq 11	eq 14
voluntários	1	6,7	7,0	---	16,9	2,8	14,4
	2	4,1	2,9	---	12,4	3,7	6,5
	3	8,4	7,0	11,5	11,6	---	4,0
	4	13,6	9,8	18,6	17,2	---	10,3
	5	7,3	0,8	3,0	0,8	---	1,2
	6	1,6	1,7	4,8	4,6	---	2,0
	7	0,5	3,3	12,1	9,0	---	5,9
	8	4,4	4,9	16,6	13,6	---	7,5
	9	0,7	1,1	10,1	5,0	---	4,5
	10	2,1	2,7	---	19,7	4,1	1,9

Tabela 12 – Distância entre medidas - $\Delta FFM(\%)$ - de cada voluntário, para diferentes equações de BIA em relação à balança HBF-514.

Fonte: Próprio autor.

		Equações					
		eq 1	eq 2	eq 4	eq 5	eq 6	eq 9
voluntários	11	6,1	20,6	14,7	10,3	3,1	9,4
	12	0,6	6,0	9,0	0,4	6,2	0,4
	13	1,1	16,2	13,3	8,1	0,3	9,2
	14	3,6	20,8	11,3	8,2	1,3	11,4
	15	4,8	8,4	12,1	2,5	4,8	2,8
	16	0,1	7,6	14,2	1,0	2,2	2,2
	17	1,6	10,8	9,8	3,3	1,6	4,7
	18	5,5	4,5	12,0	0,5	6,4	0,3
	19	8,1	6,9	12,8	1,8	9,0	1,6
	20	2,5	14,1	11,6	8,4	0,0	4,4

Tabela 13 – Distância entre medidas - $\Delta FFM(\%)$ - de cada voluntária, para diferentes equações de BIA em relação à balança HBF-514.

Fonte: Próprio autor.

Os valores de massa magra obtidos com o equipamento desenvolvido quando se aplica as equações número “8” e “10” são os que mais se distanciaram daqueles obtidos com a balança comercial HBF-514, $\Delta FFM(\%)$ entre 10% e 15% para a maior parte dos homens participantes do estudo. Essas equações, são retomadas em [Equação 4.8](#) e [Equação 4.9](#) para discussão:

$$FFM(\%) = \frac{5,32 + 0,485.(H_t^2/R_b) + 0,338.w}{w}.100 \quad (4.8)$$

$$FFM(\%) = \frac{0,49 + 0,5.(H_t^{1,48}/Z_b^{0,55}).(1/1,21) + 0,42.w}{w}.100 \quad (4.9)$$

Para as 10 mulheres participantes do estudo, os valores mais distantes de massa magra foram obtidos com a equação número 4, com $\Delta FFM(\%)$ entre 10% e 15% para 8 casos. A Equação 4.10 também é retomada aqui para discussão:

$$FFM(\%) = \frac{0,07 + 0,88 \cdot (H_t^{1,97} / Z_b^{0,49}) \cdot (1,0 / 22,22) + 0,081 \cdot w}{w} \cdot 100 \quad (4.10)$$

Em Equação 4.9 e Equação 4.10, o único parâmetro de bioimpedância considerado foi o módulo da impedância do corpo (Z_b), o que as difere das outras equações apresentadas; que consideram somente o parâmetro de resistência corporal (R_b), ou este em conjunto com a reatância corporal (Z_b), mas em parcelas distintas da equação. Isso indica que a obtenção da fase da impedância corporal em relação à corrente de excitação é fator crucial na análise corporal por bioimpedância, podendo ser influenciada tanto pelo processo de aquisição do sinal, com questões de impedância de contato pele-eletrodo e capacitâncias geradas; quanto na construção do equipamento, com a presença de capacitâncias parasitas e desafios de calibração e demodulação para obtenção da correta fase entre os potenciais medidos na superfície do corpo e a corrente de excitação.

As equações de números 1, 5, 6, 9, 11 e 14 apresentaram em sua maioria valores de $\Delta FFM(\%)$ inferiores a 10%. Por isso são consideradas válidas para aplicação na arquitetura de analisador de bioimpedância desenvolvido nesse trabalho, respeitando os protocolos de medição aqui seguidos, para um público-alvo com idade entre 18 e 60 anos e nenhuma doença relatada.

A Figura 25 apresenta o *boxplot* dos dados obtidos com as equações consideradas válidas para os 10 homens participantes do estudo. A Figura 26 apresenta o *boxplot* para o caso das 10 mulheres participantes. Todos os conjuntos de dados seguem a distribuição normal, mesmo os dados das voluntárias obtidos com a Equação de número 1, que apresenta um *outlier* e não foi excluído da análise de correlação apresentada a seguir. Apenas a equação de número 11 foi excluída, por conter dados de apenas 3 participantes do estudo.

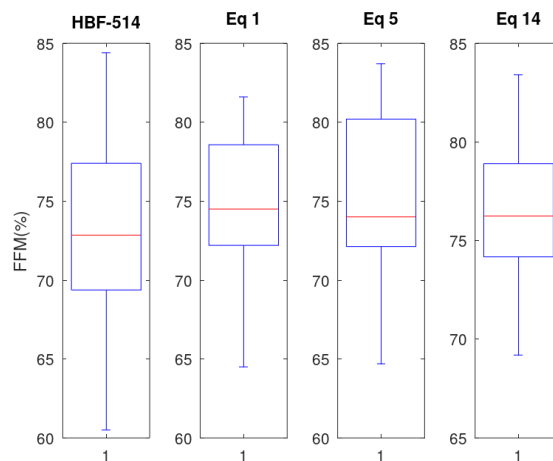


Figura 25 – *Boxplot* dos dados de FFM(%) para as equações aplicadas aos voluntários.

Fonte: Próprio autor.

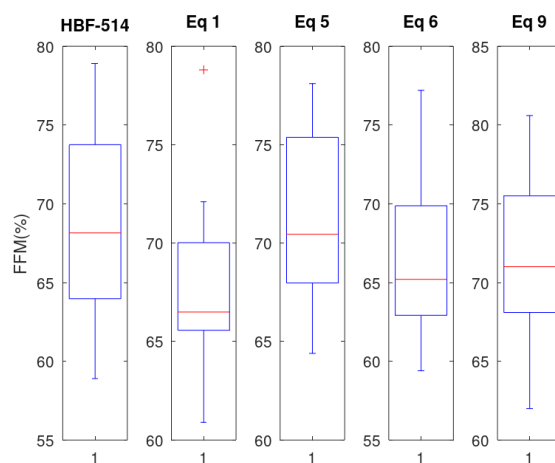
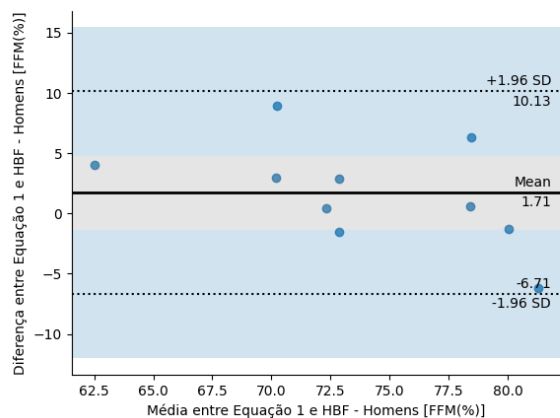


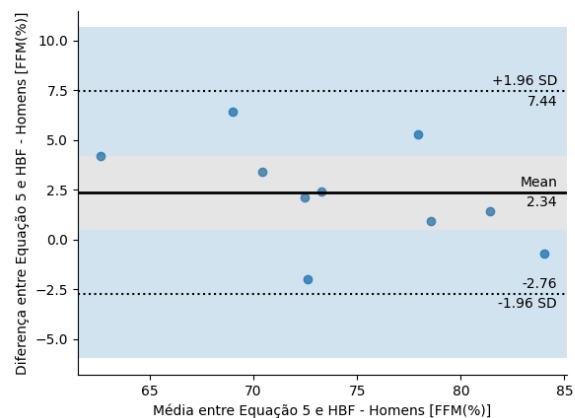
Figura 26 – *Boxplot* dos dados de FFM(%) para as equações aplicadas às voluntárias.

Fonte: Próprio autor.

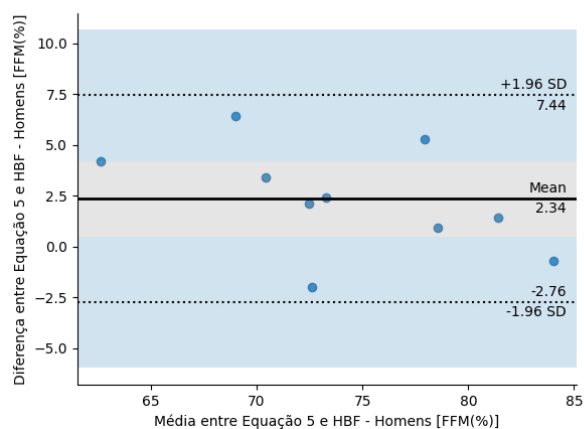
A concordância entre as medidas obtidas com o equipamento desenvolvido e a balança comercial HBF-514 é analisada por meio do método Bland-Altman. A [Figura 27](#) apresenta os resultados para os 10 homens participantes do estudo. A [Figura 28](#) apresenta os resultados para as 10 mulheres participantes do estudo.



(a) Diferença e média entre “Equação 1” e HBF-514 para a predição de massa magra



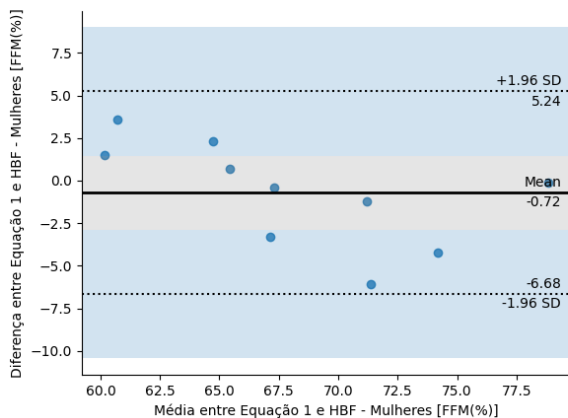
(b) Diferença e média entre “Equação 5” e HBF-514 para a predição de massa magra



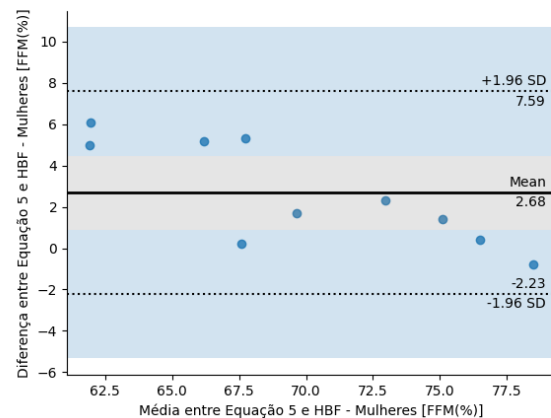
(c) Diferença e média entre “Equação 14” e HBF-514 para a predição de massa magra

Figura 27 – Gráficos Bland-Altman dos dados de FFM(%) para as equações aplicadas aos voluntários.

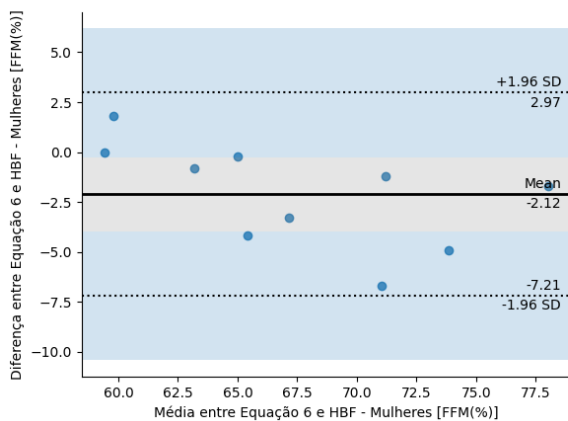
Fonte: Próprio autor.



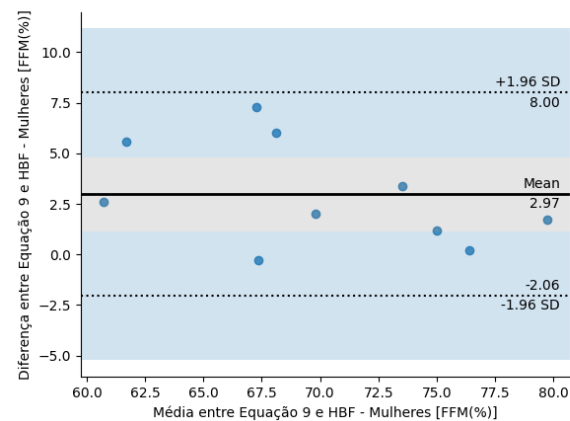
(a) Diferença e média entre “Equação 1” e HBF-514 para a predição de massa magra



(b) Diferença e média entre “Equação 5” e HBF-514 para a predição de massa magra



(c) Diferença e média entre “Equação 6” e HBF-514 para a predição de massa magra



(d) Diferença e média entre “Equação 9” e HBF-514 para a predição de massa magra

Figura 28 – Gráficos Bland-Altman dos dados de FFM(%) para as equações aplicadas às voluntárias.
Fonte: Próprio autor.

O menor viés, média da diferença entre as medidas, é observado em relação às predições realizadas a partir da “Equação 1” para ambos os grupos, onde os limites de concordância apontam para diferenças entre as medidas inferiores à 10,13% para os homens e 5,24% para as mulheres.

A Figura 29 apresenta a relação entre FFM(%) obtida com a balança HBF-514 e FFM(%) obtida com cada uma das equações consideradas para análise dos 10 voluntários. É observada uma correlação positiva forte entre os resultados obtidos com as equações 5 e 14 em relação aos obtidos com a balança HBF-514; já em relação à equação 1, há uma correlação positiva moderada.

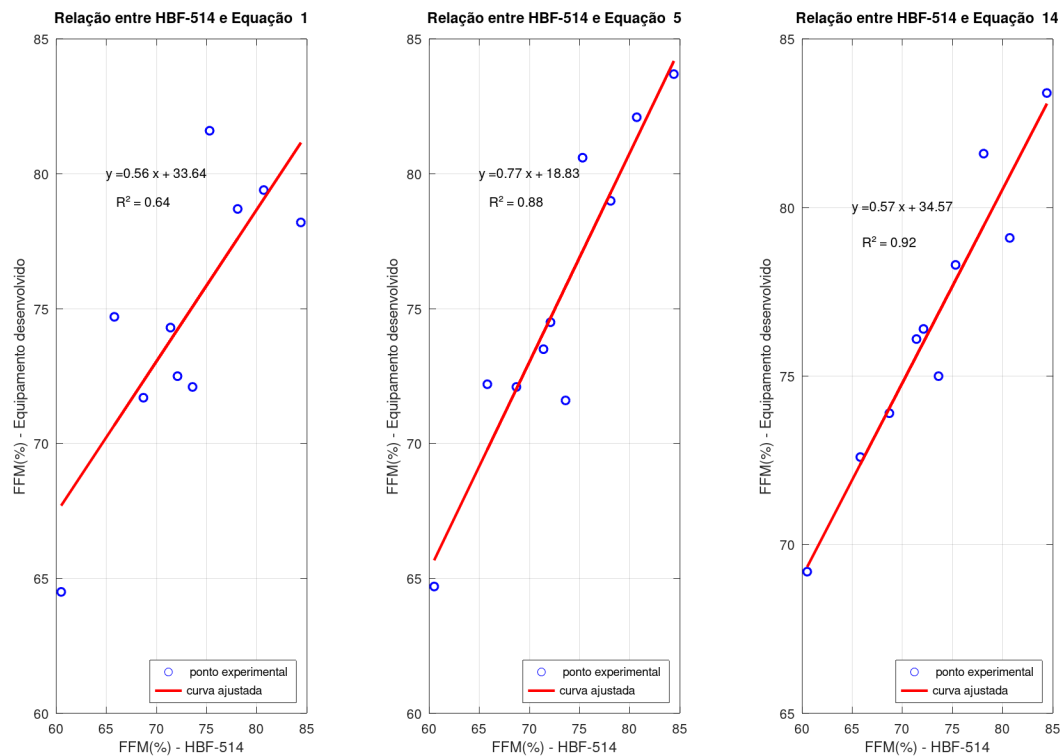


Figura 29 – Gráfico de dispersão dos dados de FFM(%) para as equações aplicadas aos voluntários.
Fonte: Próprio autor.

A Figura 30 apresenta a relação entre FFM(%) obtida com a balança HBF-514 e FFM(%) obtida com cada uma das equações consideradas para análise das 10 voluntárias. É observada uma correlação positiva forte entre os resultados obtidos com todas as equações consideradas, em relação aos obtidos com a balança HBF-514.

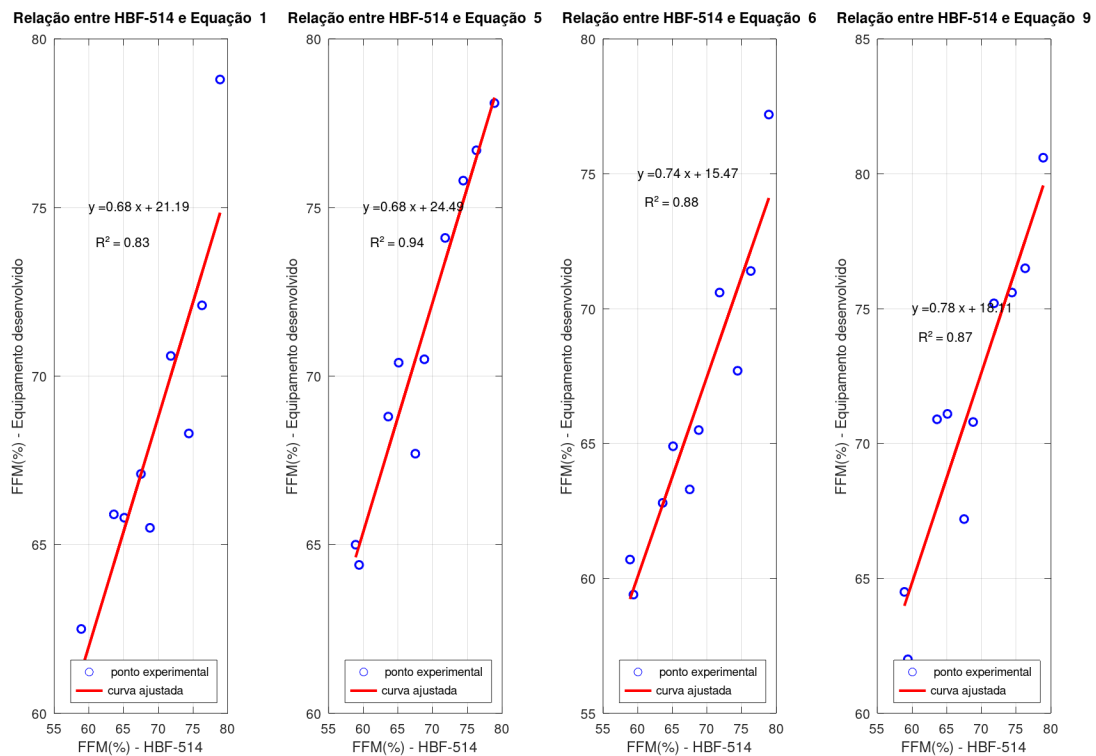


Figura 30 – Gráfico de dispersão dos dados de FFM(%) para as equações aplicadas às voluntárias.
Fonte: Próprio autor.

Esses resultados indicam as melhores equações, aquelas que apresentam maior correlação, para serem consideradas em trabalhos futuros que busquem avaliar a aplicação do equipamento desenvolvido nesse trabalho, em comparação com os resultados obtidos com esse modelo de balança comercial. As equações que apresentam menor correlação também são válidas para aplicações de análise de bioimpedância com uso da arquitetura aqui exposta, mas os resultados devem ser considerados desvinculados daqueles obtidos com modelos de balança que não indiquem a equação de predição utilizada.

5 Conclusão

O emprego da técnica de análise corporal por bioimpedância se consolidou como importante instrumento clínico, dada sua simplicidade de aplicação, segurança para o usuário e rápida resposta. Suas limitações e críticas são referentes à exatidão de suas estimativas de composição corporal frente técnicas consideradas mais precisas, como a Dobra Cutânea e a Absorciometria de raios-x de Dupla Energia; e a influência que fatores como gênero, etnicidade, postura durante o exame e artefatos de impedância pele-eletrodo possuem; tanto nas medidas obtidas quanto nos fatores e parcelas numéricos das equações de predição de composição corporal.

Em relação à construção do equipamento, os maiores desafios estão relacionados com a geração e processamento do sinal senoidal de amplitude e frequência fixos. É preciso assegurar que a corrente que estimula o paciente esteja dentro dos parâmetros de segurança definidos em norma, tenha uma frequência exata e sua amplitude se mantenha a mesma frente diferentes impedâncias apresentadas por diferentes corpos. Na aquisição e processamento dos potenciais obtidos com eletrodos de superfície, é preciso garantir que ruídos não comprometam a qualidade do sinal considerado, para que o processo de demodulação e obtenção de parâmetros de impedância elétrica corporal corresponda aos reais parâmetros de composição corporal do paciente.

Este trabalho apresenta uma arquitetura para equipamento de Análise de Bioimpedância capaz de realizar medidas de impedância do corpo, suas decomposições no plano complexo e da impedância de contato entre pele e eletrodo; isso permite que um maior número de equações de predição de composição corporal sejam empregadas para o mesmo paciente, além de reduzir a influência do artefato devido o contato pele-eletrodo. As medidas de composição corporal, quando comparadas com as obtidas com equipamento comercial, se aproximam muito e indicam que a técnica de análise corporal por bioimpedância, podem ser empregada no acompanhamento de pacientes ao longo do tempo, com potencial de indicar alterações corporais.

Referências

- ALEXANDER, C. K.; SADIKU, M. N. O. *Fundamentos de circuitos elétricos (tradução)*. 5. ed. [S.l.]: AMGH, 2013. ISBN 978-85-8055-173-0. Citado na página 13.
- ANALOG DEVICES, INC. *High-Speed, Low-Power Dual Operational Amplifier - AD826*. [S.l.], 2010. Rev. C. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 33.
- ANALOG DEVICES, INC. *Low Power, 12.65 mW, 2.3 V to 5.5 V, Programmable Waveform Generator*. [S.l.], 2019. Rev. G. Citado na página 21.
- BOILEAU, R. A. Advances in body composition assessment. *Cad. Saude Publica*, FapUNIFESP (SciELO), v. 9, n. suppl 1, p. S116–S117, 1993. Citado 2 vezes nas páginas 18 e 19.
- BRITTO, E.; MESQUITA, E. T. Bioimpedância elétrica aplicada à insuficiência cardíaca. *Rev. SOCERJ*, p. 178–183, 2008. Citado na página 10.
- DEURENBERG, P. et al. Sex and age specific prediction formulas for estimating body composition from bioelectrical impedance: a cross-validation study. *Int. J. Obes.*, v. 15, n. 1, p. 17–25, jan. 1991. Citado 2 vezes nas páginas 18 e 19.
- DEURENBERG, P.; TAGLIABUE, A.; SCHOUTEN, F. J. Multi-frequency impedance for the prediction of extracellular water and total body water. *Br. J. Nutr.*, v. 73, n. 3, p. 349–358, mar. 1995. Citado 2 vezes nas páginas 18 e 19.
- EDUARDO, A. C. G. *Biofísica*. 2. ed. [S.l.]: Sarvier, 2015. Citado 3 vezes nas páginas 4, 10 e 12.
- F.KHALIL, S.; MOHKAR, M. S.; IBRAHIM, F. The theory and fundamentals of bioimpedance analysis in clinical status monitoring and diagnosis of diseases. *Sensors (Switzerland)*, p. 10895–10928, 2014. Citado 6 vezes nas páginas 4, 10, 14, 15, 16 e 17.
- GEOFFREY, B. *Descobrendo o Microcontrolador STM32 (tradução)*. [S.l.]: CC BY-NC-SA 3.0, 2012. Citado na página 24.
- G.KYLE, U. et al. Bioelectrical impedance analysis - part i: Review of principles and methods. *Clinical Nutrition*, p. 1226–1243, 2004. Citado 5 vezes nas páginas 4, 15, 16, 17 e 19.
- HEITMANN, B. L. Prediction of body water and fat in adult danes from measurement of electrical impedance. a validation study. *Int. J. Obes.*, v. 14, n. 9, p. 789–802, set. 1990. Citado 2 vezes nas páginas 18 e 19.
- JAFFRIN MICHEL Y. MOREL, H. Body fluid volumes measurements by impedance: A review of bioimpedance spectroscopy (bis) and bioimpedance analysis (bia) methods. *Medical Engineering and Physics*, p. 1257–1269, 2008. Citado na página 10.
- KOTLER, D. P. et al. Prediction of body cell mass, fat-free mass, and total body water with bioelectrical impedance analysis: effects of race, sex, and disease. *Am. J. Clin. Nutr.*, v. 64, n. 3 Suppl, p. 489S–497S, set. 1996. Citado 2 vezes nas páginas 18 e 19.
- KUSHNER, R. F.; SCHOELLER, D. A. Estimation of total body water by bioelectrical impedance analysis. *Am. J. Clin. Nutr.*, v. 44, n. 3, p. 417–424, set. 1986. Citado 2 vezes nas páginas 18 e 19.

- KYLE, U. G. et al. Single prediction equation for bioelectrical impedance analysis in adults aged 20–94 years. *Nutrition*, Elsevier BV, v. 17, n. 3, p. 248–253, mar. 2001. Citado 2 vezes nas páginas 18 e 19.
- LIMA, R. G. et al. Signal processing architecture for electrical tomography impedance. In: *IFMBE Proceedings*. Singapore: Springer Singapore, 2016, (IFMBE proceedings). p. 64–67. Citado na página 20.
- MALVINO, A. P.; BATES, D. J. *Eletrônica - Vol.2: 8ª Edição*. [S.l.]: McGraw Hill Brasil, 2016. Citado na página 34.
- MONTEIRO, A. B.; FILHO, J. F. Análise da composição corporal: uma revisão de métodos. *Rev. bras. cineantropom. desempenho hum*, 2002. Citado na página 19.
- MORCELLES, K. F. et al. Howland current source for high impedance load applications. *Review of Scientific Instruments*, p. 114705, 2017. Citado na página 22.
- SILVA, O. L.; CAMARGO, E. D. L. B. Notas de aula 05: Condicionamento de sinais. *PPGEBM – Tópicos Avançados em Instrumentação Biomédica*, 2022. Citado na página 23.
- STMICROELECTRONICS. *TL072, TL072A, TL072B - Low noise JFET dual operational amplifiers*. [S.l.], 2014. Rev. 8. Citado na página 33.
- STMICROELECTRONICS. *STM32F103x8 and STM32F103xB medium-density performance line microcontrollers*. [S.l.], 2015. Citado 3 vezes nas páginas 21, 23 e 24.
- STOLARCZYK, L. M. et al. Predictive accuracy of bioelectrical impedance in estimating body composition of native american women. *Am. J. Clin. Nutr.*, v. 59, n. 5, p. 964–970, maio 1994. Citado 2 vezes nas páginas 18 e 19.
- SUN, S. S. et al. Development of bioelectrical impedance analysis prediction equations for body composition with the use of a multicomponent model for use in epidemiologic surveys. *Am. J. Clin. Nutr.*, v. 77, n. 2, p. 331–340, fev. 2003. Citado 2 vezes nas páginas 18 e 19.
- TEXAS INSTRUMENTS, INC. *INA12x Precision, Low-Power Instrumentation Amplifiers*. [S.l.], 2019. Rev. E. Citado na página 22.
- THOMASSET, A. Bio-electrical properties of tissue impedance measurements. *Lyon Med*, p. 1325–1352, 1963. Citado 2 vezes nas páginas 10 e 15.

Apêndices

APÊNDICE A – Esquemas elétricos das placas desenvolvidas

A.1 Esquema elétrico do gerador de sinais

Esquema elétrico para o gerador de sinais, do modo implementado neste equipamento de análise de bioimpedância desenvolvido nesse trabalho. Seu projeto está disponível em [github](#).

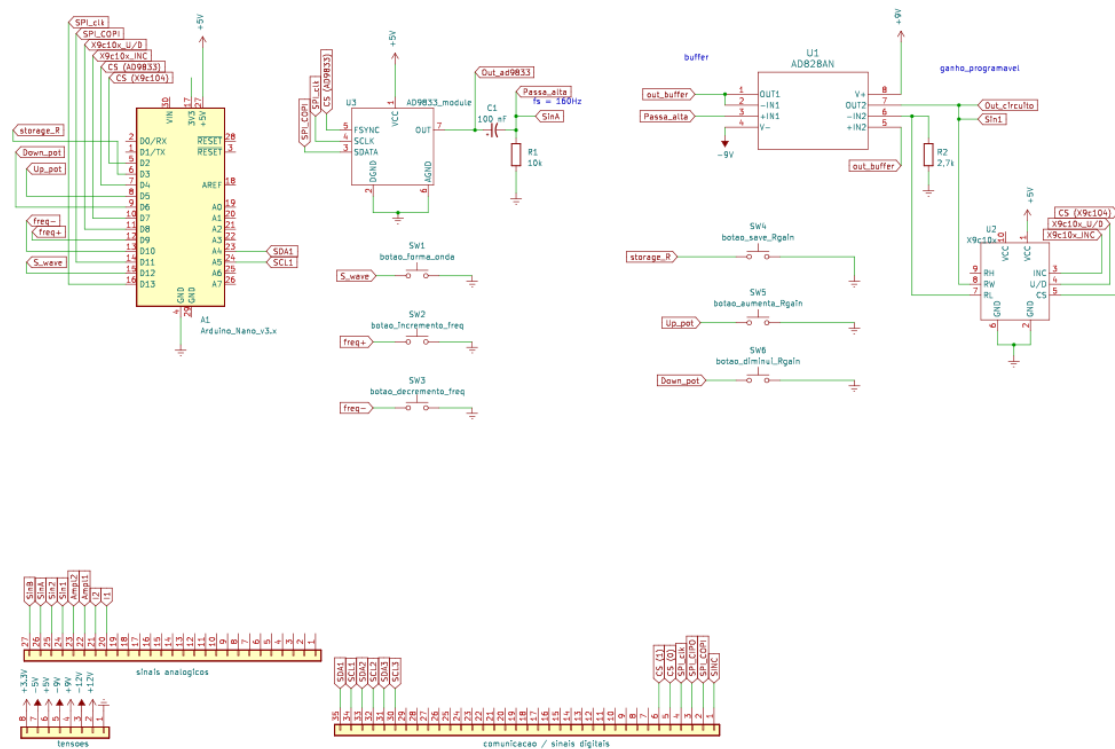


Figura 31 – Esquema elétrico - Gerador de Sinais
Fonte: Próprio autor.

A.2 Esquema elétrico da fonte de corrente monopolar

Esquema elétrico para a fonte de corrente monopolar do tipo Howland aperfeiçoada, do modo implementado neste equipamento de análise de bioimpedância desenvolvido nesse trabalho. Seu projeto está disponível em [github](#).

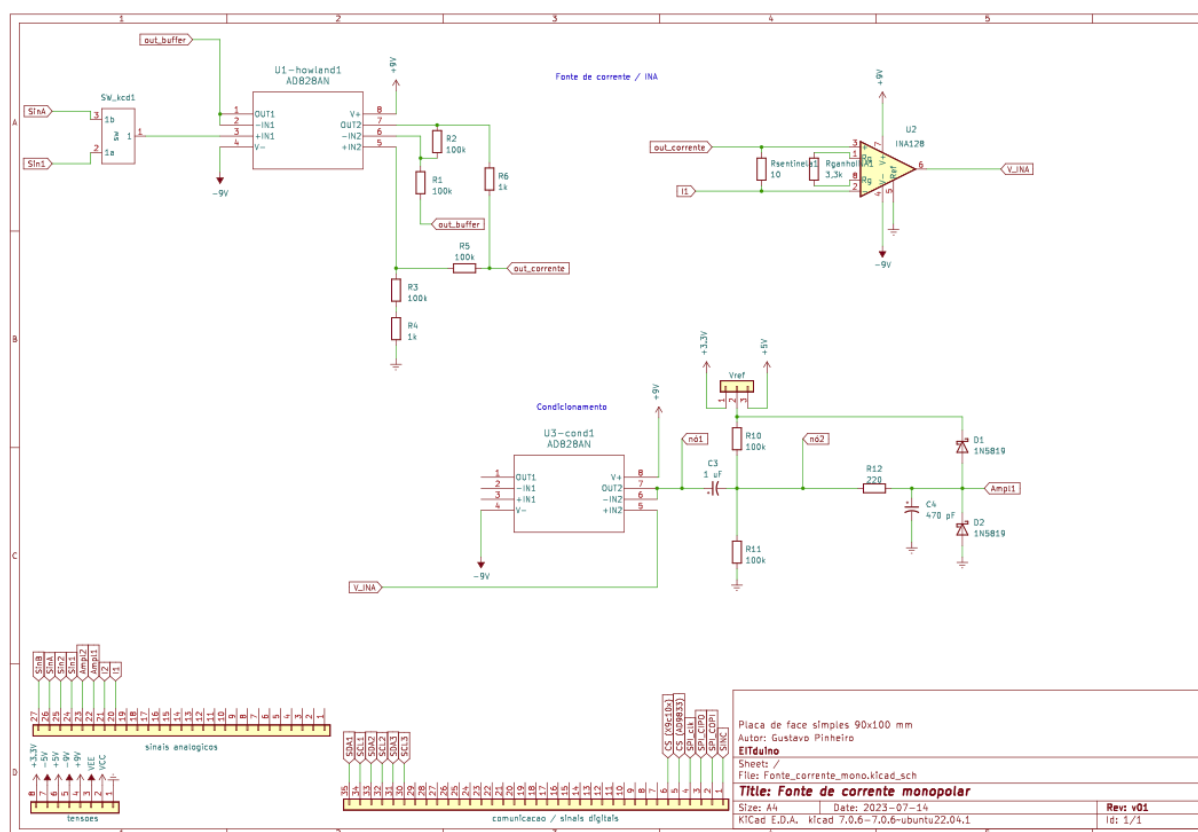


Figura 32 – Esquema elétrico - Fonte de corrente monopolar Howland aperfeiçoada
 Fonte: Próprio autor.

A.3 Esquema elétrico do condicionamento de sinais e interligação entre os microcontroladores

Esquema elétrico para o condicionamento de sinais e interligação entre os microcontroladores, do modo implementado neste equipamento de análise de bioimpedância desenvolvido nesse trabalho. Seu projeto está disponível em [github](#).

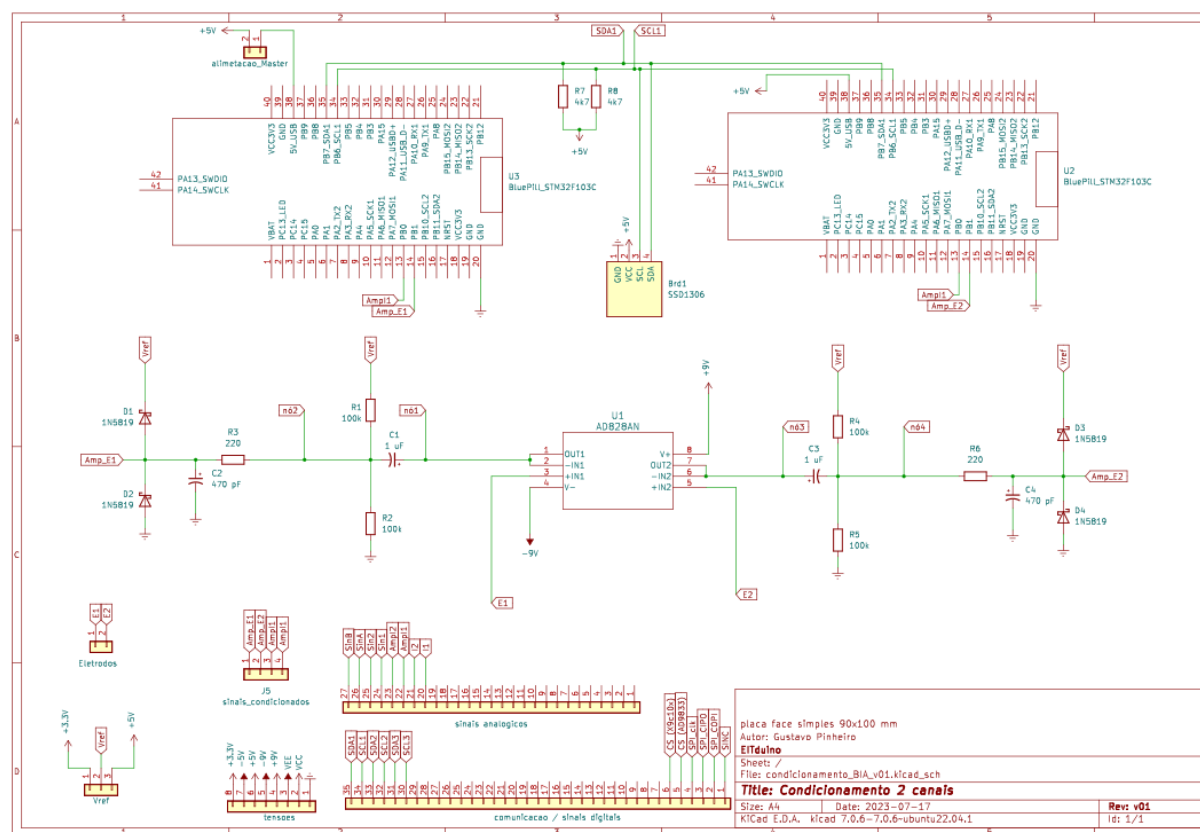


Figura 33 – Esquema elétrico - Condicionamento de sinais e interligação entre microcontroladores
 Fonte: Próprio autor.

A.4 Esquema elétrico do gerador de tensão

A Figura 34 apresenta o esquema elétrico da fonte de tensão implementada nesse trabalho.

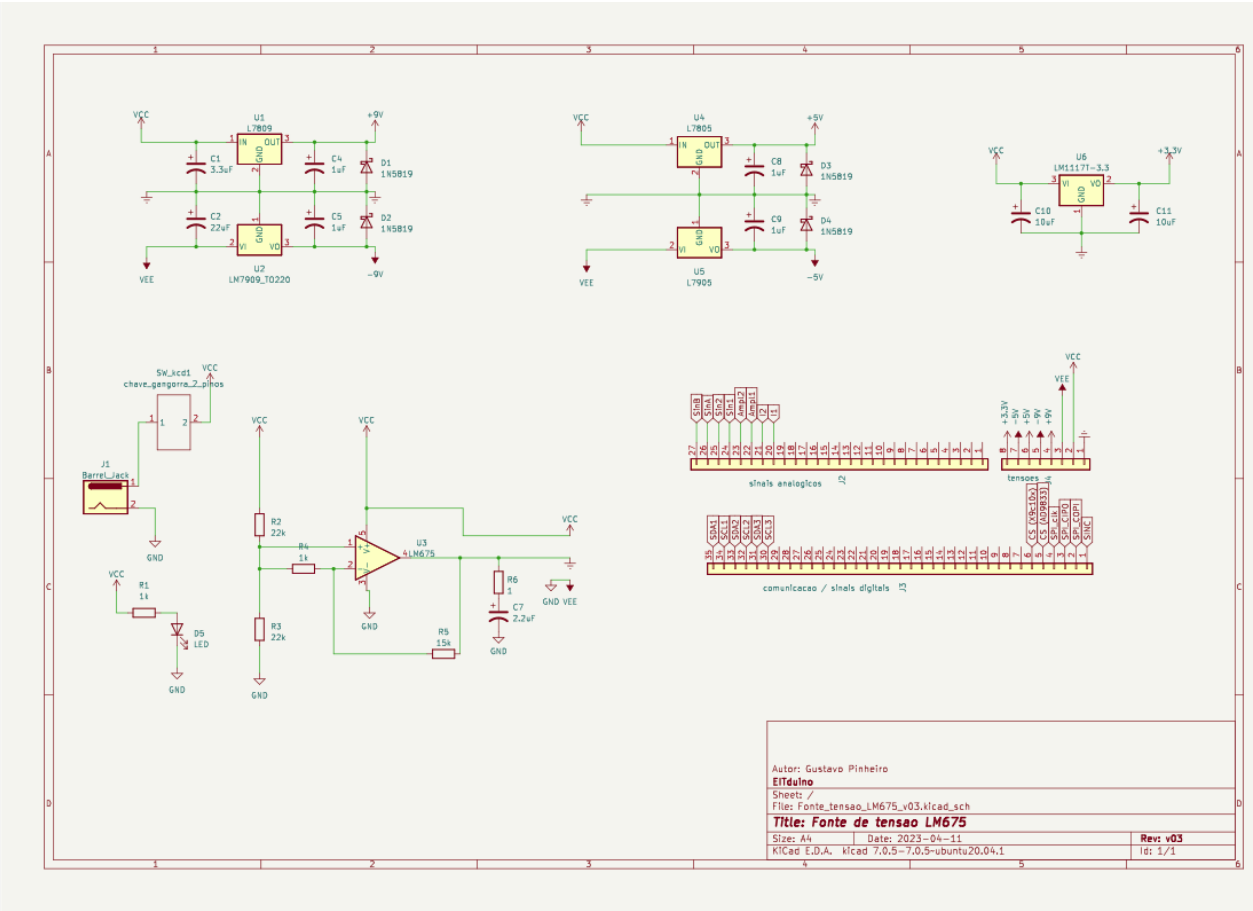


Figura 34 – Esquema elétrico - Fonte de tensão
Fonte: Próprio autor.

APÊNDICE B – Github

O projeto do dispositivo de análise de bioimpedância aqui desenvolvido se encontra no Github:

[<https://github.com/Pinheirogustavo/Gustavo_TG_biomedica>](https://github.com/Pinheirogustavo/Gustavo_TG_biomedica)