

Equipamento de análise de bioimpedância baseado em STM32

Aluno: Gustavo Pinheiro

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

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ABC

gustavo.pinheiro@aluno.ufabc.edu.br

Trabalho de Graduação em Engenharia Biomédica
2023

- 1 Introdução
- 2 Metodologia
- 3 Resultados
- 4 Conclusões
- 5 Referências

Como estimar a composição corporal?

Conhecer a composição corporal do indivíduo tem valor clínico para diversos quadros patológicos. [Britto and Mesquita, 2008]

Existem algumas técnicas para isso [Monteiro and Fernandes Filho, 2002]:

- Densitometria corporal por missão de raios-x de dupla energia (DEXA)
- Potássio corporal total
- Diluição do óxido de deutério (D_2O)
- **Análise por Bioimpedância (BIA)**

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

Composição corporal

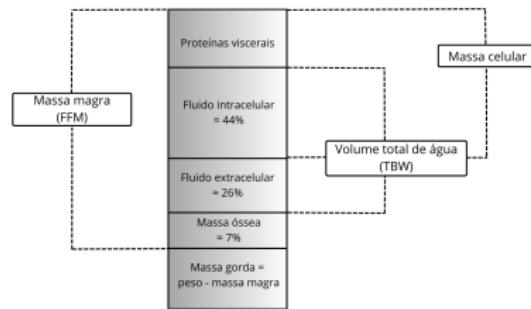


Figura 1: Diagrama de composição corporal.
Fonte: Adaptado de [G.Kyle et al., 2004]

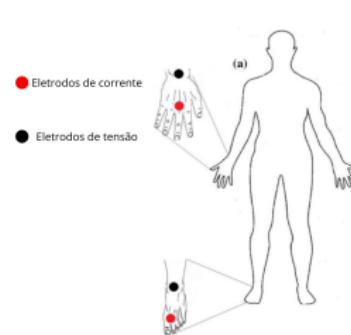


Figura 2: Medição de bioimpedância de corpo inteiro.
Fonte: Adaptado de [F.Khalil et al., 2014]

$$x = b + c \cdot \frac{H_t^2}{R_b |Z_b|} + d \cdot X_b + e \cdot w + f \cdot a + g \cdot s + h \cdot q, \quad (1)$$

sendo:

- x = FFM , FM , TBW
- H_t^2 = altura (cm)
- R_b = resistência do corpo (Ω)
- Z_b = amplitude da impedância do corpo (Ω)
- X_b = reatância do corpo (Ω)
- w = peso do corpo (kg)
- a = idade (anos)
- s = sexo
- q = condição de saúde
- b,c,d,e,f,g,h = coeficientes de ajuste

Introdução - Análise de bioimpedância por frequência única (SF-BIA) volume total de água no corpo (TBW)

| Número da Equação | População-alvo | | | Critério de validação | r^2 | Instrumento de BIA aplicado | Publicado por |
|-------------------|----------------|----------|--------------|-----------------------|-------|-----------------------------|-------------------------------|
| | homens | mulheres | idade (anos) | | | | |
| 1 | ✓ | ✓ | | D_2O | 0,95 | Human-IM scanner | [Deurenberg et al., 1995] |
| 2 | ✓ | ✓ | 35-65 | Mult-C | 0,85 | RJL-103 | [Heitmann, 1990] |
| 3 | ✓ | | 17-66 | D_2O | 0,96 | RJL-101 | [Kushner and Schoeller, 1986] |
| 4 | | ✓ | 17-66 | D_2O | 0,95 | RJL-101 | [Kushner and Schoeller, 1986] |
| 5 | ✓ | ✓ | 17-66 | D_2O | 0,97 | RJL-101 | [Kushner and Schoeller, 1986] |
| 6 | ✓ | | 12-94 | Multi-C | 0,84 | RJL-101 | [Sun et al., 2003] |

Tabela 1: Equações de predição de Volume total de água no corpo TBW: Restrições e critério de validação

Introdução - Análise de bioimpedância por frequência única (SF-BIA) massa magra (FFM)

| Número da Equação | População-alvo | | | Critério de validação | r^2 | Instrumento 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 | Mult-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 2: Equações de predição de massa magra FFM: Restrições e critério de validação

Metodologia - Arquitetura do equipamento

Diagrama de blocos

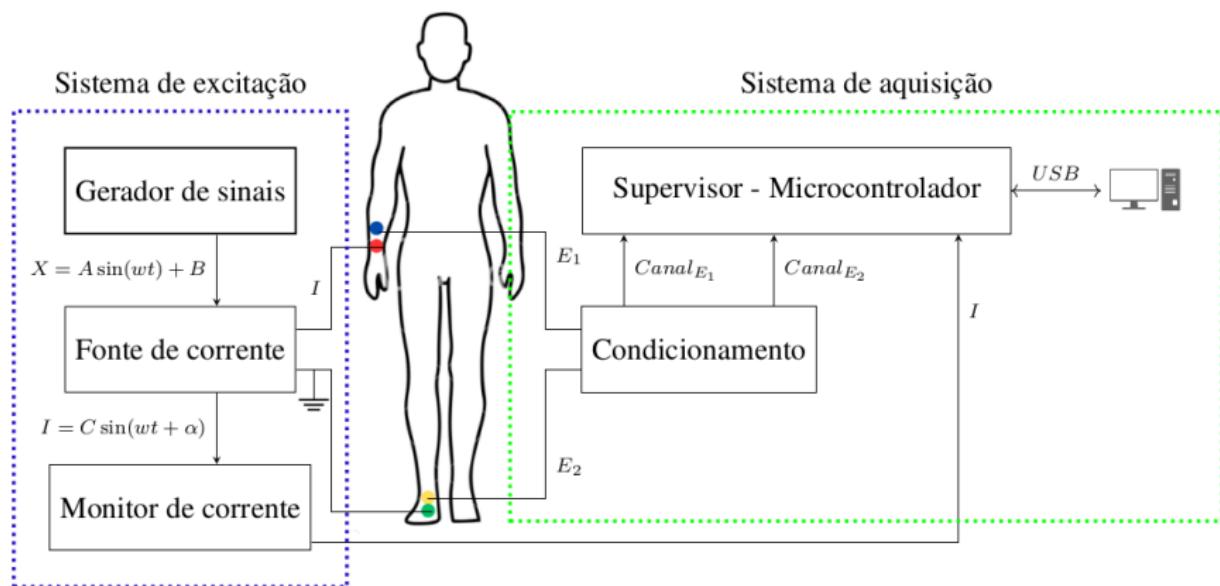


Figura 3: Diagrama de blocos do Equipamento de análise de bioimpedância proposto.
Fonte: Próprio autor.

Todos os circuitos são projetados sobre uma plataforma modular:

- Expansão dos canais de medição
- Contemplar o uso de fontes de corrente monopolar e bipolar
- Canais de comunicação I2C e SPI

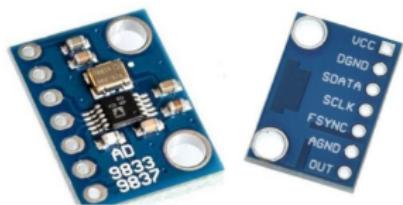


Figura 4: Módulo gerador de sinais - AD9833

- Módulo de desenvolvimento *Arduino*
- Fornece sinais: senoidal, triangular e quadrado
- Largura de banda: 0 *Hz* até 12,5 *MHz*
- Máxima amplitude: 325 *mV*
- Comunicação por SPI
- Alimentação e consumo: 3 *V* ; 12,65 *mV*
- Para o equipamento desenvolvido: Sinal senoidal de 50 *kHZ*

Metodologia - Sistema de excitação

Fonte de corrente

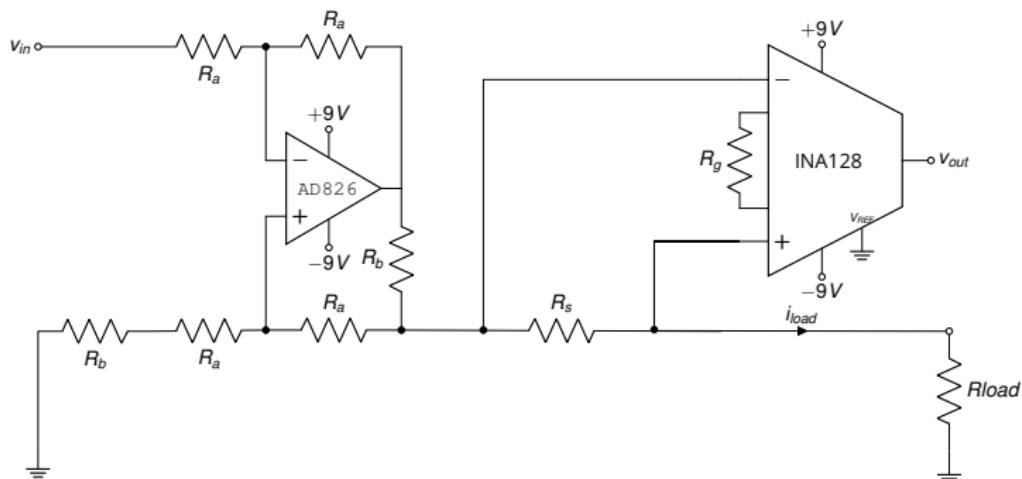


Figura 5: Circuito da fonte Howland aperfeiçoada.

$$i_{load} = \frac{V_{in}}{R_b}$$

Para que o ganho seja de 1 para 1000:

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

Metodologia - Sistema de aquisição

Condicionamento do biosinal

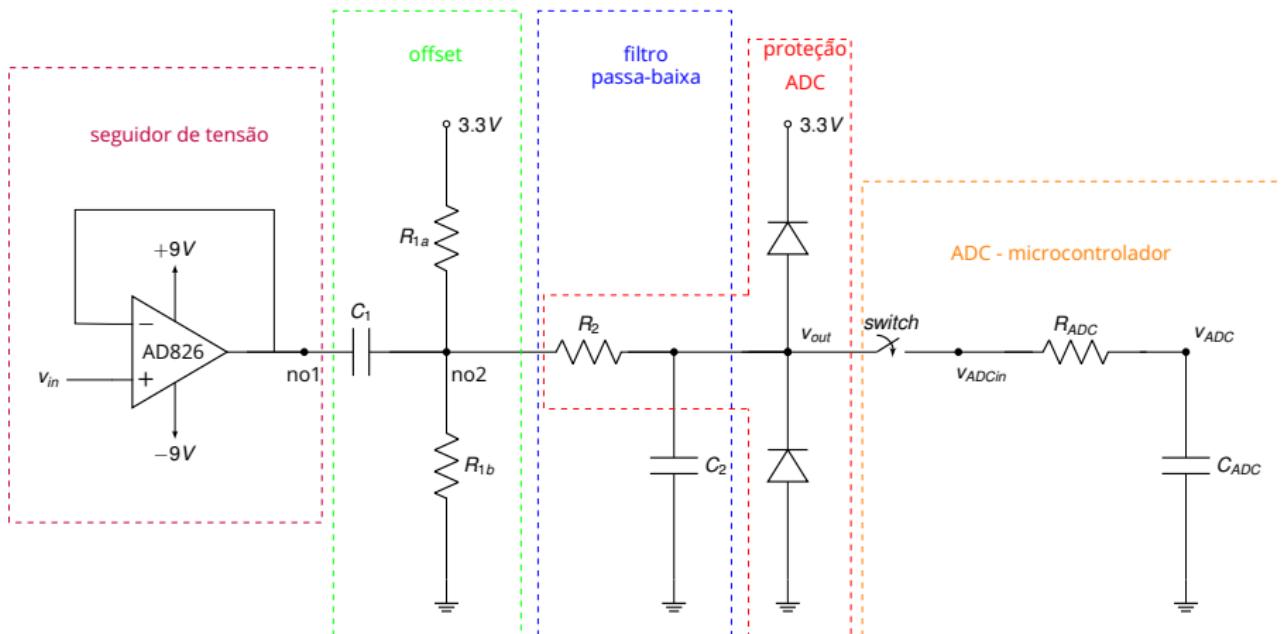


Figura 6: Circuito de condicionamento de sinal.

Fonte: Próprio autor.

Microcontrolador STM32F103C8T6:

- Dois conversores analógicos-digitais (ADC) de aproximação sucessiva de 12-bits
- 10 entradas ADC em sua GPIO
- Sinais de tensão são condicionados para que estejam dentro dos limites de leitura do ADC ($0 \text{ V} \leq V_{\text{eletrodo}} \leq 3,3 \text{ V}$)
- A frequência de amostragem empregada é de 600 kHz , 12 vezes a frequência do sinal de excitação → satisfaz o Teorema da Amostragem e permite a reconstrução do sinal adquirido

Computador:

- Envia comandos ao microcontrolador via USB
- Armazena os parâmetros de bioimpedância

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

Metodologia - Software

Fluxograma

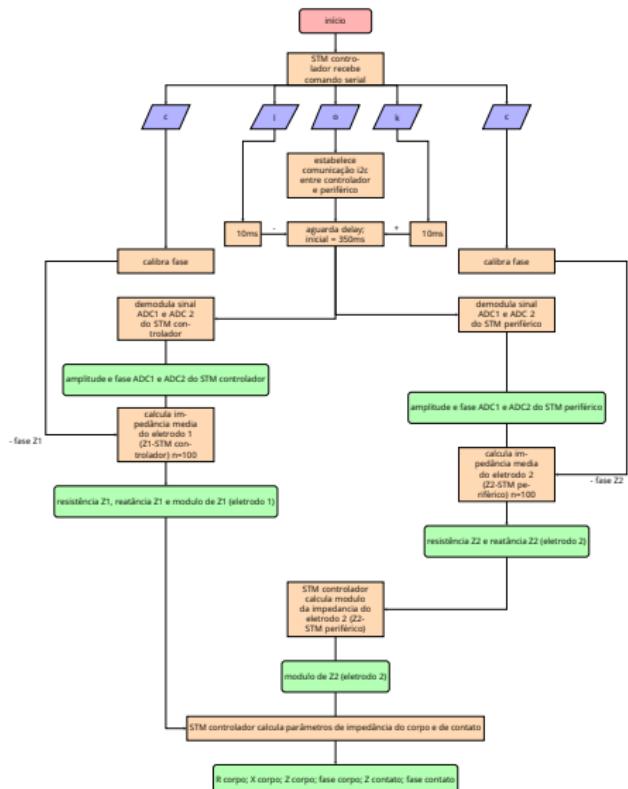


Figura 7: Fluxograma do software.

As medidas de bioimpedância obtidas com o equipamento, quando aplicadas às equações vistas, resultam em valores de FFM e TBW. Esses valores são comparados com os resultados obtidos com uma balança de bioimpedância comercial, modelo Omron HBF-514, para um grupo de 20 voluntários.

- 10 homens e 10 mulheres
- Idade entre 18 e 60 anos
- Nenhuma doença relatada
- Medição de bioimpedância de corpo inteiro com 4 eletrodos

Metodologia - Análise Corpórea

Análise da impedância de contato e Total de água no corpo

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

$$FFM_{equipamento}(\%) = \frac{FFM_{eq}(kg)}{\text{peso}} * 100$$

$$\Delta FFM(\%) = \frac{|FFM_{equipamento}(\%) - FFM_{HBF-514}(\%)|}{FFM_{HBF-514}(\%)} * 100$$

Resultados

Plataforma do hardware

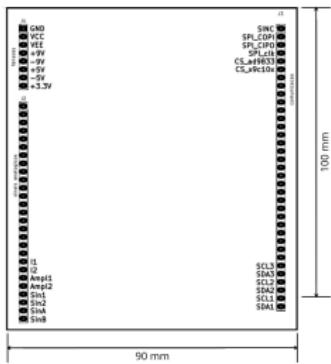


Figura 8: Barramento da plataforma modular.

| 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 111717-3.3 | |
| I1 | Corrente 1 dada pela fonte Howland | |
| I2 | Corrente 2 dada pela fonte Howland (caso bipolar). Aterrado na fonte monopolar | |
| Amp1l | Tensão de saída condicionada do INA que monitora a corrente I1 | Sinais de tensão e corrente |
| Amp1z | Tensão de saída condicionada do INA que monitora a corrente I2. | |
| 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 | |
| SPI_CIPI | Comunicação SPI Controller Out, Peripheral In | |
| SPI_CIPO | Comunicação SPI Controller In, Peripheral Out | |
| SPI_Click | Pino de clock que estabelece o sincronismo da comunicação SPI | |
| CS (AD9833) | Pino de seleção do chip AD9833 | Comunicação |
| CS (X9c10x) | Pino de seleção do chip potenciômetro X9c10x. Não implementado | |

Tabela 3: Sinais implementados no barramento.

Resultados

Plataforma do *hardware*

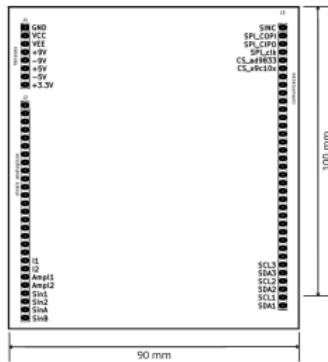


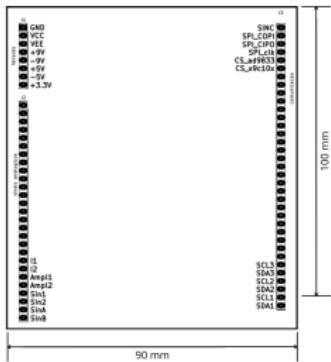
Figura 9: Barramento da plataforma modular.

| Pino | Função | Tipo |
|-------|--|-------------|
| GND | Terra virtual | |
| VCC | + (Máxima tensão da fonte utilizada / 2). Não regulada | |
| VEE | - (Máxima tensão da fonte utilizada / 2). Não regulada | Alimentação |
| +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 | |

Tabela 4: Sinais implementados no barramento.

Resultados

Plataforma do *hardware*



| Pino | Função | Tipo |
|-------|---|-----------------------------|
| I1 | Corrente 1 dada pela fonte Howland | |
| 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 | Sinais de tensão e corrente |
| 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 | |

Tabela 5: Sinais implementados no barramento.

Figura 10: Barramento da plataforma modular.

Resultados

Plataforma do hardware

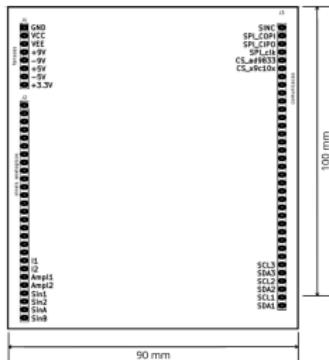


Figura 11: Barramento da plataforma modular.

| Pino | Função | Tipo |
|-----------------------|--|-------------|
| SDA(1-3)/ SCL(1-3) | Três pares de pinos reservados para comunicação - I2C | Comunicação |
| SPI_CPO | 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 6: Sinais implementados no barramento.

Resultados

Escolha do Amplificador Operacional

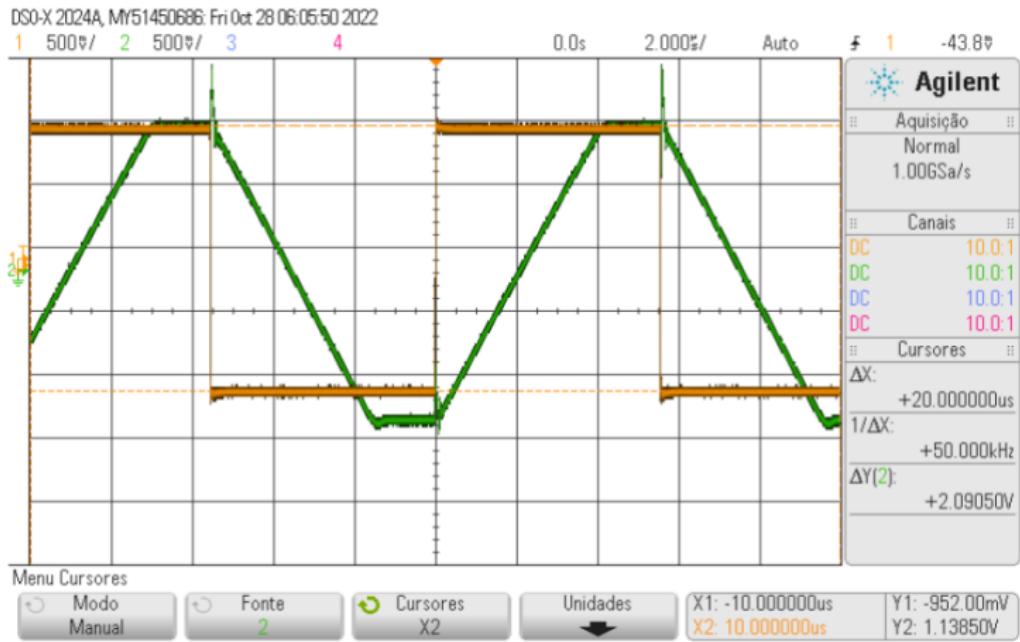


Figura 12: Resposta do AmpOp TL072C frente a uma onda quadrada de 90 kHz

Resultados

Escolha do Amplificador Operacional

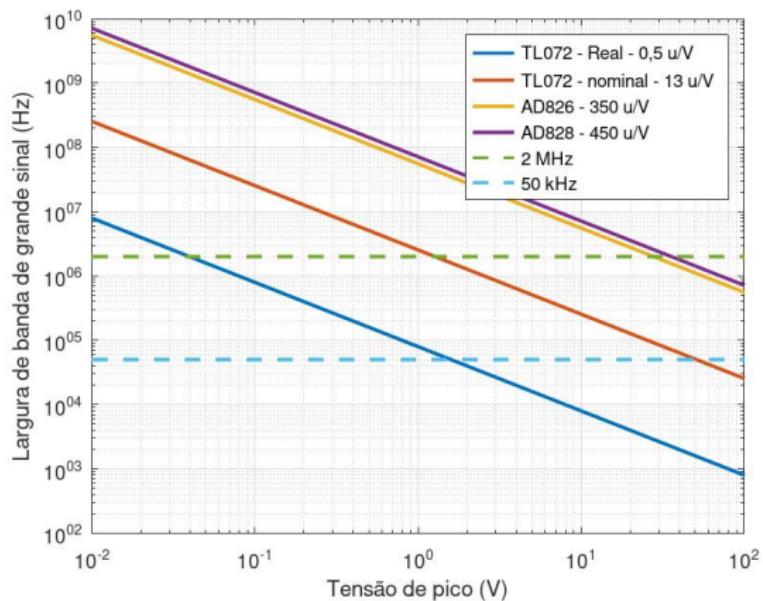


Figura 13: Gráfico da largura de banda de grande sinal vs. tensão de pico do sinal de entrada.

Resultados

Sistema de excitação - Fonte de corrente

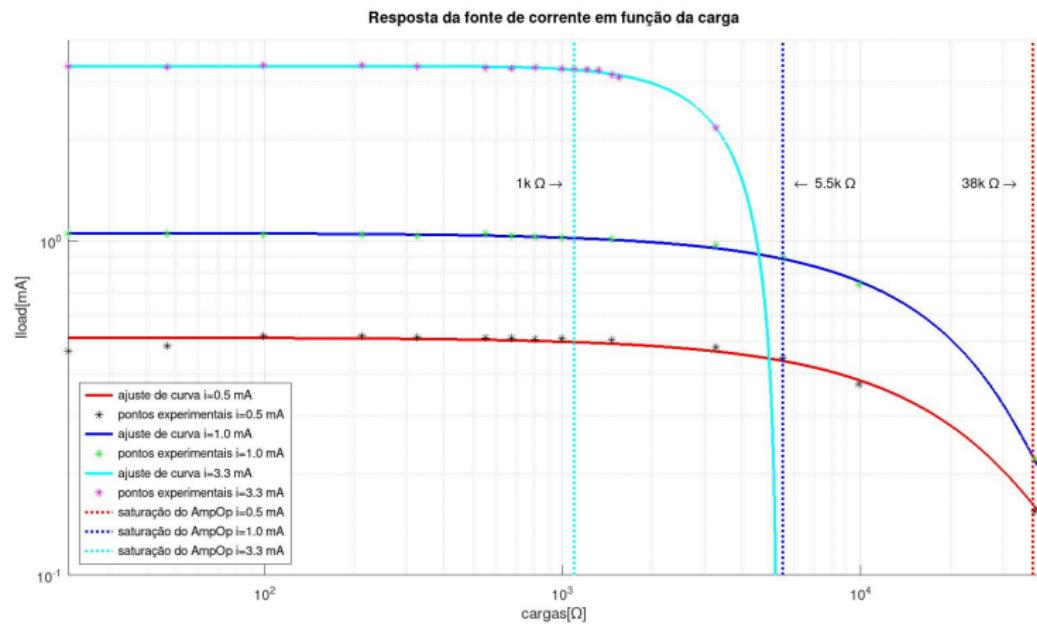


Figura 14: Resposta da Fonte de Corrente Monopolar Howland Aperfeiçoada em função da carga - correntes de 0,5mA; 1,0mA e 3,3mA

Resultados

Sistema de aquisição - Condicionamento - Resposta em frequência

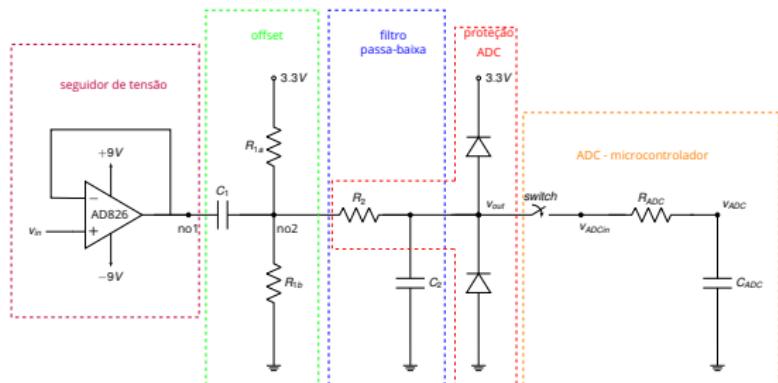


Figura 15: Circuito de condicionamento de sinais.

Entrada dos conversores analógico-digital dos microcontroladores devem estar entre 0 V e 3,3 V: Filtro passa alta → offset.

$$F_c \text{ (passa-alta)} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \frac{R_1}{2} \cdot C_1} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 50 \cdot 10^3 \cdot 1.10^{-6}} = 3,18 \text{ Hz}$$

Último estágio é formado por um filtro passa baixa:

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

A resposta em frequência entre os nós "no1" e "v_{out}" é:

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

Resultados

Sistema de aquisição - Condicionamento - Resposta transiente

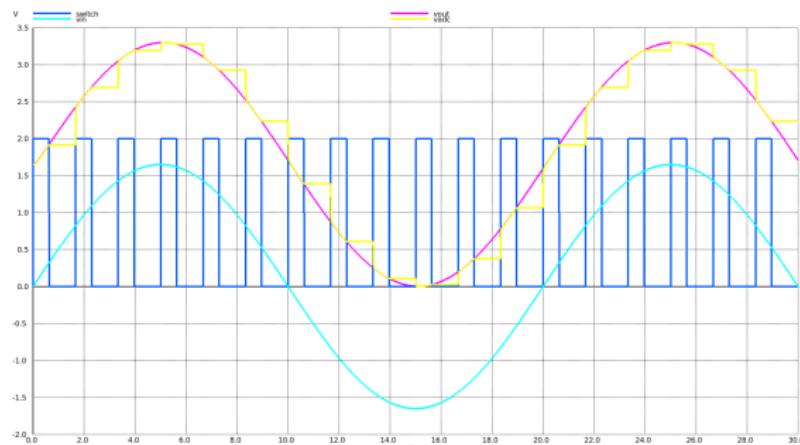


Figura 16: Resposta no tempo do circuito de condicionamento.

- 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

Resultados

Sistema de aquisição - Condicionamento - Resposta transiente

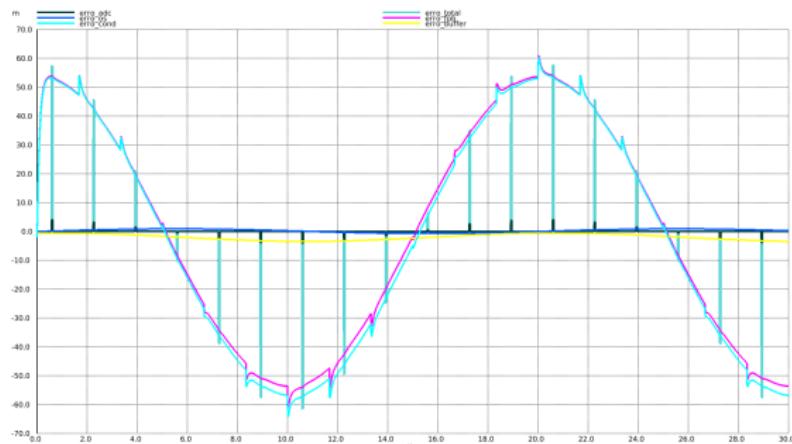


Figura 17: Erros relacionados aos fatores da topologia do circuito de condicionamento.

$$\text{Erro Total} = (v_{in} + 1,65 - v_{adc})$$

$$\text{Erro buffer} = v_{in} - v_{no1}$$

$$\text{Erro filtro passa baixa} = v_{no2} - v_{out}$$

$$\text{Erro offset} =$$

$$v_{no1} - v_{no2} + \text{offset} = v_{no1} - v_{no2} + 1,65$$

$$\text{Erro condicionamento} = v_{in} + 1,65 - v_{out}$$

$$\text{Erro adc}(v_{out} - v_{adc})$$

Resultados

Análise de bioimpedância dos voluntários - Impedância de contato

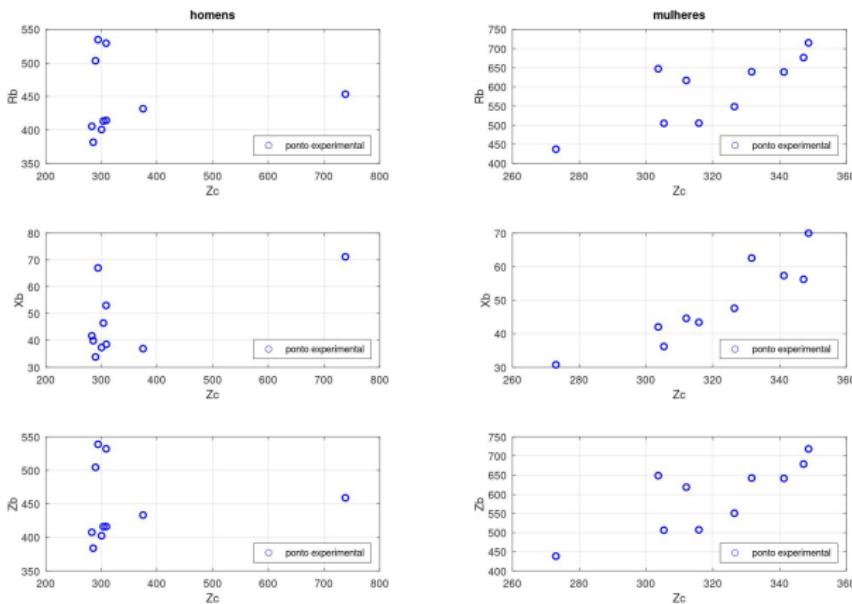


Figura 18: Gráfico de dispersão da impedância de contato (Z_C) para as medidas de impedância do corpo para cada grupo de voluntários.

Resultados

Análise de bioimpedância dos voluntários - Impedância de contato

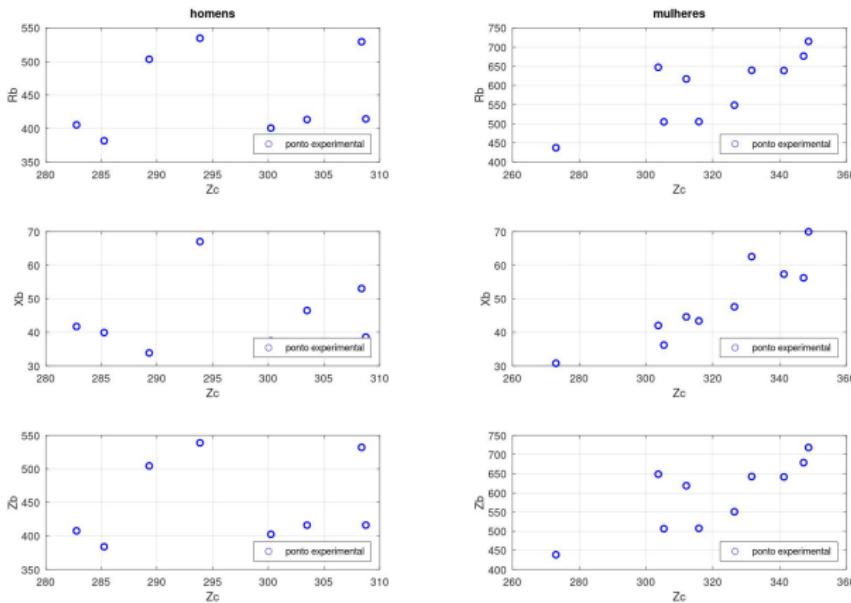


Figura 19: Gráfico de dispersão da impedância de contato (Z_C) para as medidas de impedância do corpo para cada grupo de voluntários - Sem outliers.

Resultados

Análise de bioimpedância dos voluntários - Volume total de água TBW

| voluntários | Equações TBW(%) | | | |
|-------------|-----------------|------|------|------|
| | eq 1 | eq 3 | eq 5 | eq 6 |
| 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 Massa magra - FFM(%) - de cada voluntário, a partir da balança de bioimpedância HBF-514 e diferentes equações de BIA para corrente de 50 kHz.

| voluntários | Equações TBW(%) | | |
|-------------|-----------------|------|------|
| | eq 1 | eq 4 | eq 5 |
| 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 Massa magra - FFM(%) - de cada voluntária, a partir da balança de bioimpedância HBF-514 e diferentes equações de BIA para corrente de 50 kHz.

Resultados

Análise de bioimpedância dos voluntários - Massa magra FFM

| voluntários | HBF-514 FFM(%) | Equações FFM(%) | | | | | |
|-------------|-------------------|-----------------|------|------|-------|-------|-------|
| | | eq 1 | eq 5 | eq 8 | eq 10 | eq 11 | eq 14 |
| 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 | 65,6 | 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 9: 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.

| voluntários | HBF-514 FFM(%) | Equações FFM(%) | | | | | |
|-------------|-------------------|-----------------|------|------|------|------|------|
| | | eq 1 | eq 2 | eq 4 | eq 5 | eq 6 | eq 9 |
| 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 | 62,6 | 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 | 70,8 | 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 10: 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.

Resultados

Análise de bioimpedância dos voluntários - Massa magra FFM

| voluntários | $\Delta FFM(%)$ Equações | | | | | |
|-------------|-----------------------------|------|------|-------|-------|-------|
| | eq 1 | eq 5 | eq 8 | eq 10 | eq 11 | eq 14 |
| 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 | 19,6 | 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 | 17,1 | 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 11: Distância entre medidas - ΔFFM (%) - em relação à balança HBF-514. Homens.

| voluntários | $\Delta FFM(%)$ Equações | | | | | |
|-------------|-----------------------------|------|------|------|------|------|
| | eq 1 | eq 2 | eq 4 | eq 5 | eq 6 | eq 9 |
| 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 | 20,9 | 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 12: Distância entre medidas - ΔFFM (%) - em relação à balança HBF-514. Mulheres.

Resultados

Análise de bioimpedância dos voluntários - Massa magra FFM

$$FFM(\%) = \frac{5,32 + 0,485 \cdot (Ht^2/Rb) + 0,338 \cdot w}{w} * 100 \quad (2)$$

$$FFM(\%) = \frac{0,49 + 0,5 \cdot (Ht^{1,48}/Zb^{0,55}) \cdot (1/1,21) + 0,42 \cdot w}{w} * 100 \quad (3)$$

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 4 também é retomada aqui para discussão:

$$FFM(\%) = \frac{0,07 + 0,88 \cdot (Ht^{1,97}/Zb^{0,49}) \cdot (1,0/22,22) + 0,081 \cdot w}{w} * 100 \quad (4)$$

Resultados

Análise de bioimpedância dos voluntários - Massa magra FFM

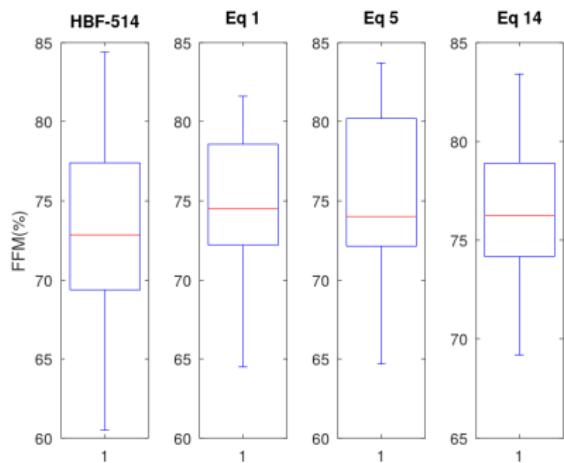


Figura 20: Boxplot dos dados de FFM(%) para as equações aplicadas aos voluntários.

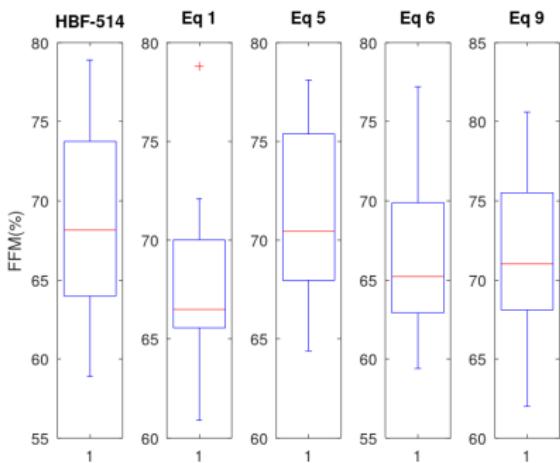


Figura 21: Boxplot dos dados de FFM(%) para as equações aplicadas às voluntárias.

Resultados

Análise de bioimpedância dos voluntários - Massa magra FFM

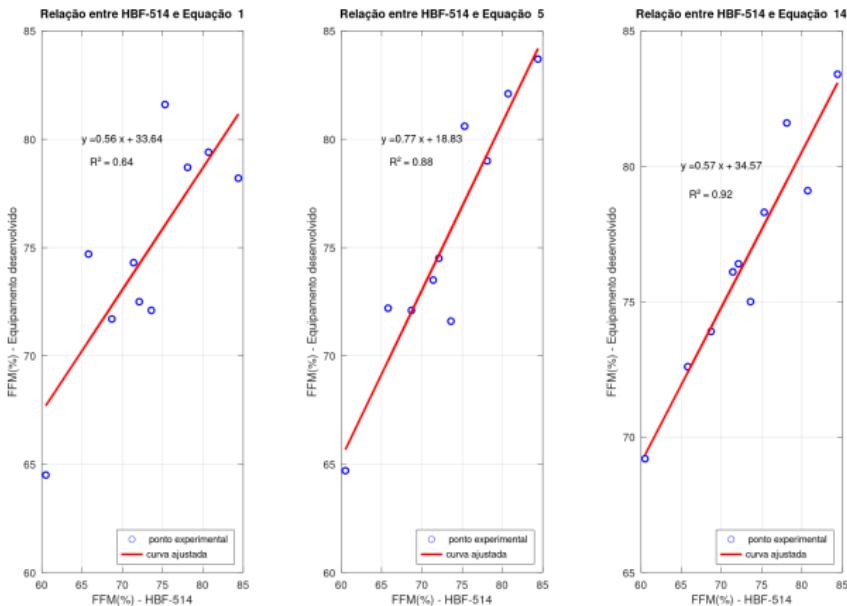


Figura 22: Gráfico de dispersão dos dados de FFM(%) para as equações aplicadas aos voluntários.
Fonte: Próprio autor.

Resultados

Análise de bioimpedância dos voluntários - Massa magra FFM

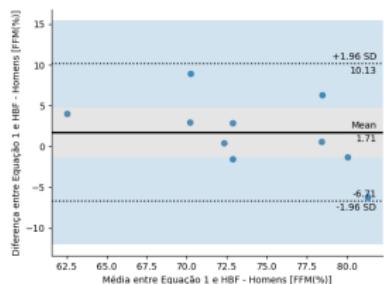


Figura 23: BA

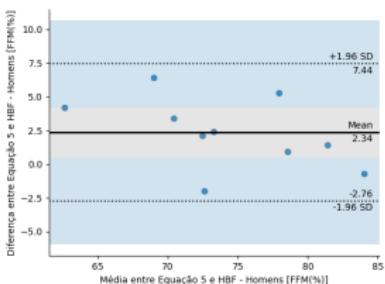


Figura 24: BA

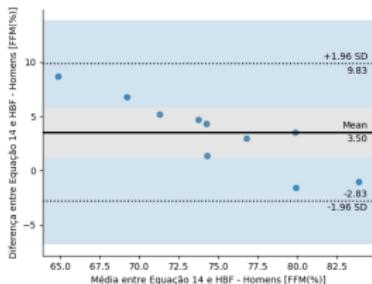


Figura 25: BA

Resultados

Análise de bioimpedância dos voluntários - Massa magra FFM

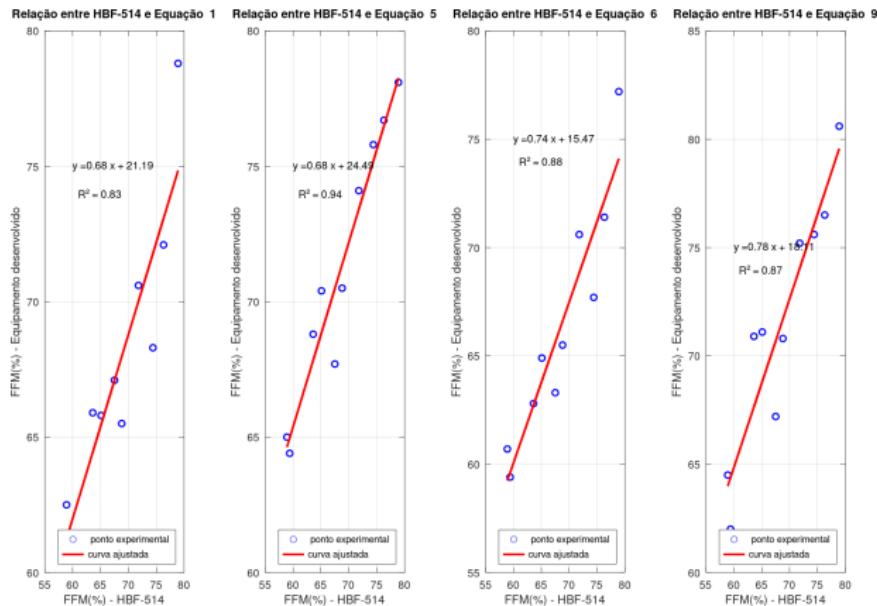


Figura 26: Gráfico de dispersão dos dados de FFM(%) para as equações aplicadas às voluntárias.
Fonte: Próprio autor.

Resultados

Análise de bioimpedância dos voluntários - Massa magra FFM

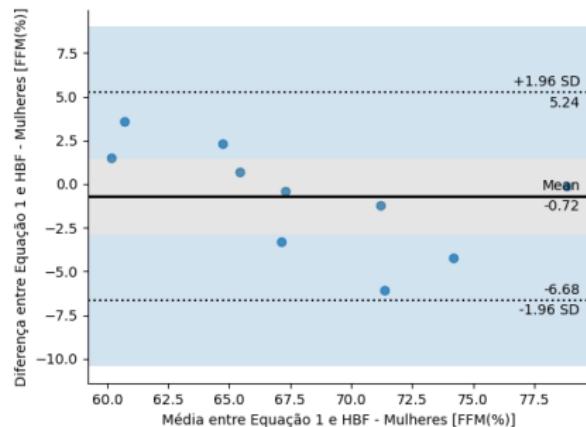


Figura 27: BA

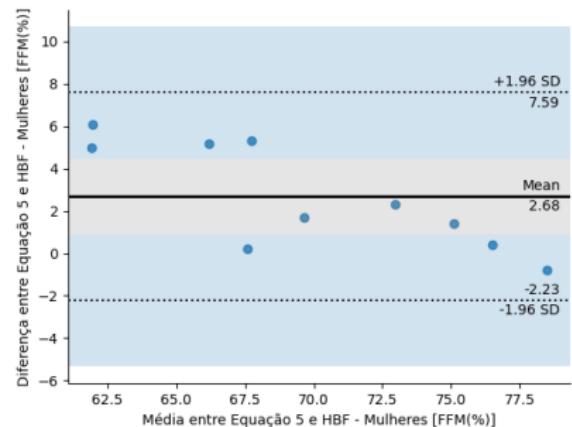


Figura 28: BA

Resultados

Análise de bioimpedância dos voluntários - Massa magra FFM

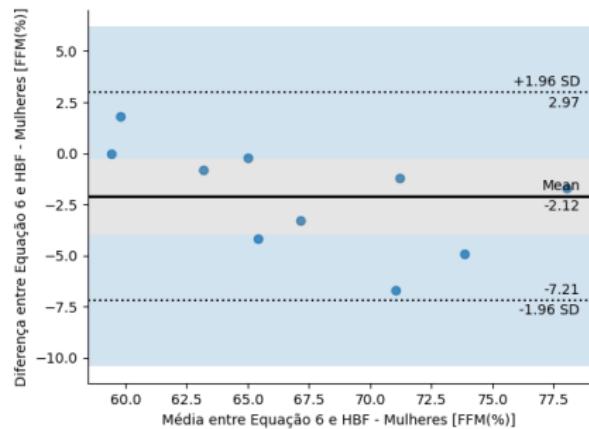


Figura 29: BA

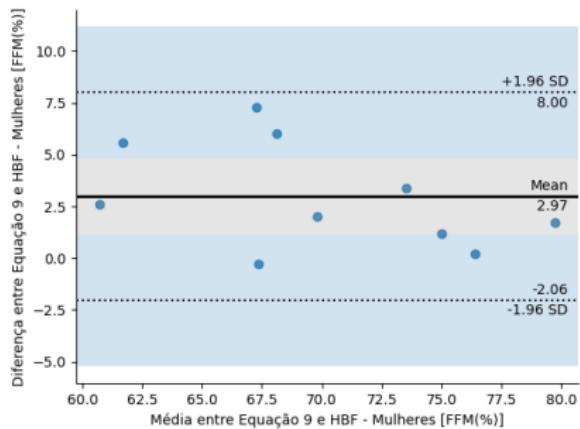


Figura 30: BA

Resultados

Alimentação do sistema

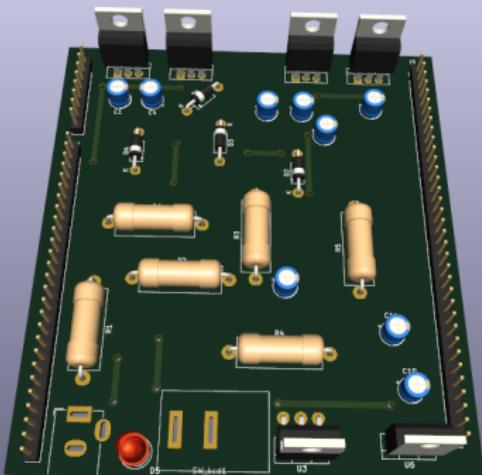
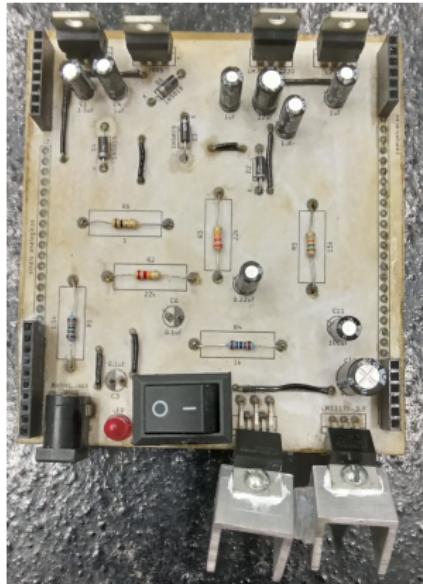


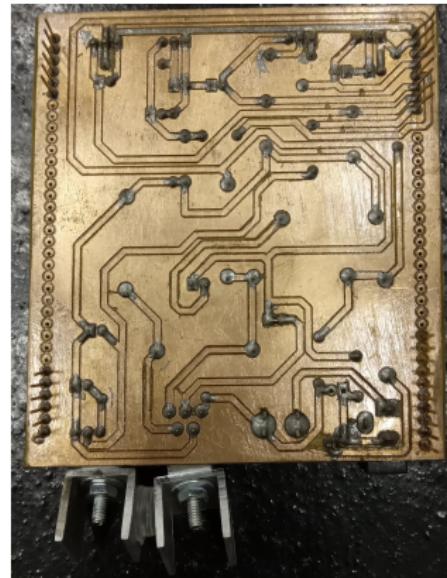
Figura 31: Visão 3D do projeto - Fonte de tensão

Resultados

Alimentação do sistema



(a) Visão superior



(b) Visão inferior

Figura 32: Protótipo implementado - Fonte de tensão

Resultados

Gerador de sinais

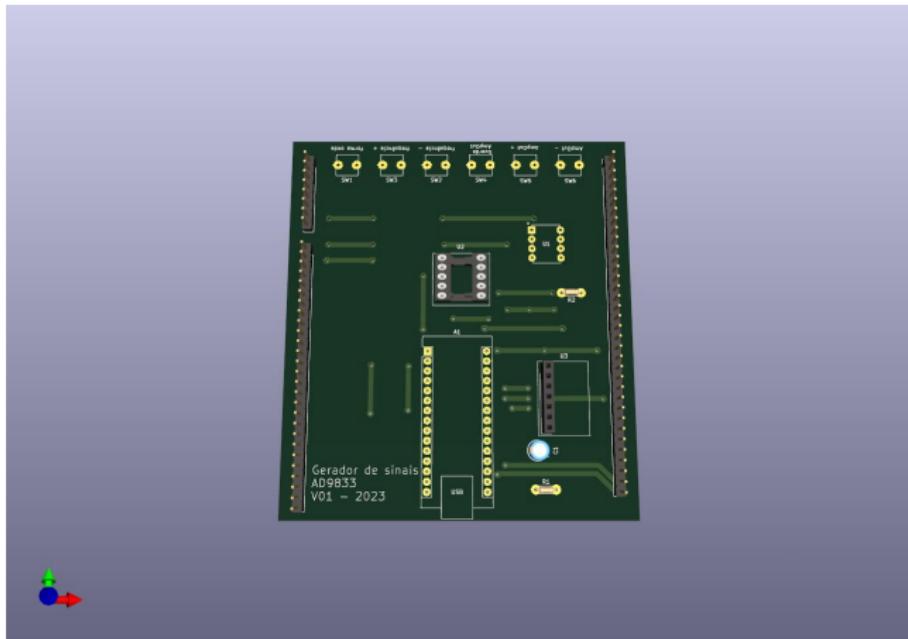
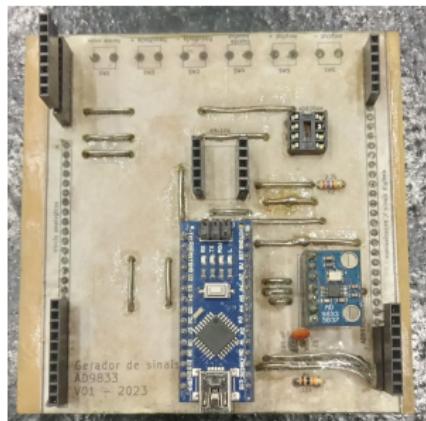


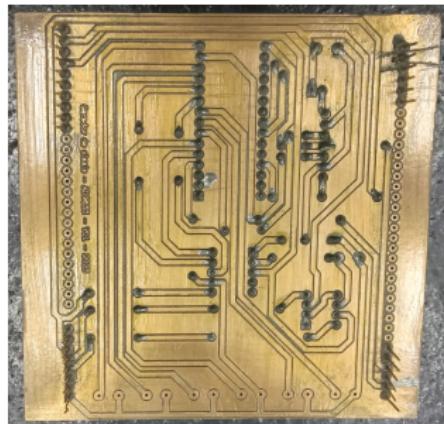
Figura 33: Visão 3D do projeto - Gerador de sinais

Resultados

Gerador de sinais



(a) Visão superior



(b) Visão inferior

Figura 34: Protótipo implementado - Gerador de sinais

Resultados

Fonte de corrente

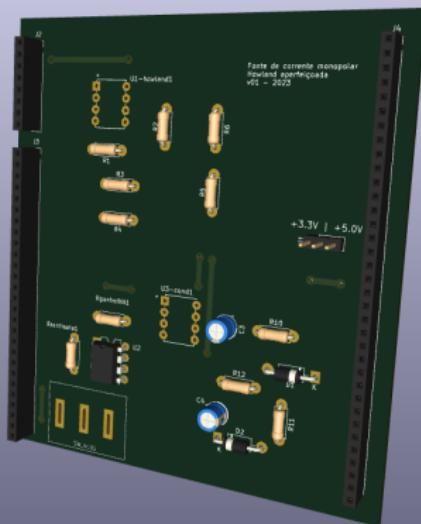
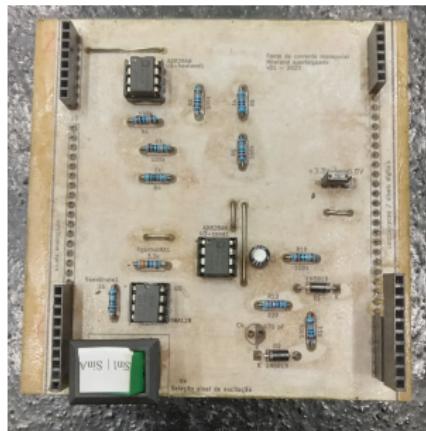


Figura 35: Visão 3D do projeto - Fonte de corrente

Resultados

Fonte de corrente



(a) Visão superior



(b) Visão inferior

Figura 36: Protótipo implementado - Fonte de corrente

Resultados

Condicionamento de sinais e interligação entre microcontroladores

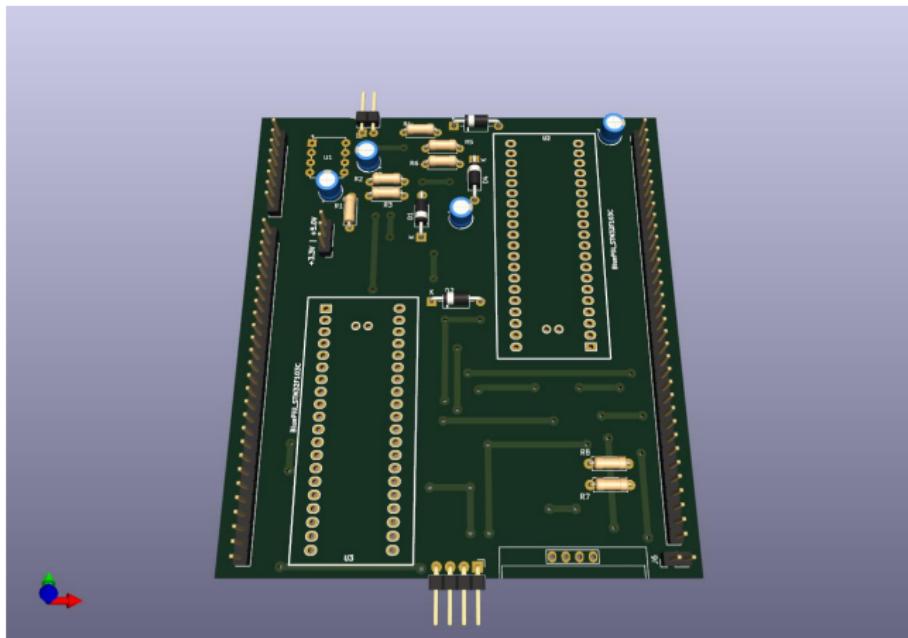
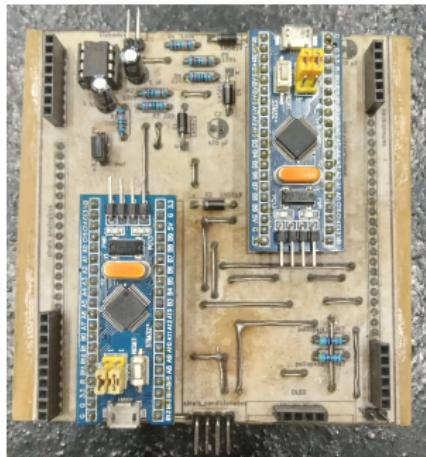


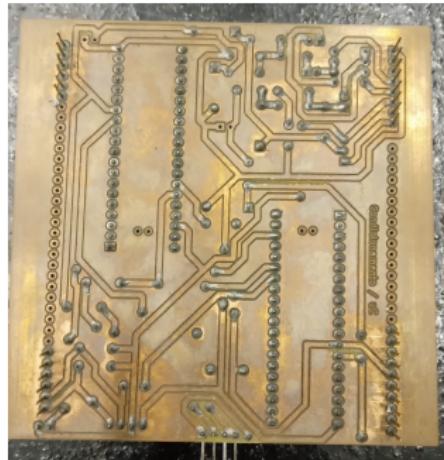
Figura 37: Visão 3D do projeto - Condicionamento de sinal

Resultados

Condicionamento de sinais e interligação entre microcontroladores



(a) Visão superior



(b) Visão inferior

Figura 38: Protótipo implementado - Condicionamento de sinais e interligação entre microcontroladores

Conclusões

Referências

- Boileau, R. A. (1993). Advances in body composition assessment. *Cad. Saude Publica*, 9(suppl 1):S116-S117.
- Britto, E. and Mesquita, E. T. (2008). Bioimpedância elétrica aplicada à insuficiência cardíaca. pages 178-183.
- Deurenberg, P., Tagliabue, A., and Schouten, F. J. (1995). Multi-frequency impedance for the prediction of extracellular water and total body water. *Br. J. Nutr.*, 73(3):349-358.
- Deurenberg, P., van der Kooy, K., Leenen, R., Weststrate, J. A., and Seidell, J. C. (1991). Sex and age specific prediction formulas for estimating body composition from bioelectrical impedance: a cross-validation study. *Int. J. Obes.*, 15(1):17-25.
- F.Khalil, S., Mohktar, M. S., and Ibrahim, F. (2014). The theory and fundamentals of bioimpedance analysis in clinical status monitoring and diagnosis of diseases. pages 10895-10928.
- G.Kyle, U., Bosaeus, I., Lorenzo, A. D. D., Deurenberg, P., Elia, M., Gómez, J. M., Heitmann, B. L., Kent-Smith, L., Melchior, J., Pirlich, M., and et al. (2004). Bioelectrical impedance analysis - part i: Review of principles and methods. pages 1226-1243.
- Heitmann, B. L. (1990). Prediction of body water and fat in adult danes from measurement of electrical impedance. a validation study. *Int. J. Obes.*, 14(9):789-802.
- Kotler, D. P., Burastero, S., Wang, J., and Pierson, Jr, R. N. (1996). 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.*, 64(3 Suppl):4895-4975.
- Kushner, R. F. and Schoeller, D. A. (1986). Estimation of total body water by bioelectrical impedance analysis. *Am. J. Clin. Nutr.*, 44(3):417-424.
- Kyle, U. G., Genton, L., Karsegard, L., Slosman, D. O., and Pichard, C. (2001). Single prediction equation for bioelectrical impedance analysis in adults aged 20-94 years. *Nutrition*, 17(3):248-253.
- Monteiro, A. B. and Fernandes Filho, J. (2002). Análise da composição corporal: uma revisão de métodos. *Rev. bras. cineantropom. desempenho hum.*
- Stolarczyk, L. M., Heyward, V. H., Hicks, V. L., and Baumgartner, R. N. (1994). Predictive accuracy of bioelectrical impedance in estimating body composition of native american women. *Am. J. Clin. Nutr.*, 59(5):964-970.
- Sun, S. S., Chumlea, W. C., Heymsfield, S. B., Lukaski, H. C., Schoeller, D., Friedl, K., Kuczmarski, R. J., Flegal, K. M., Johnson, C. L., and Hubbard, V. S. (2003). 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.*, 77(2):331-340.