

SOCIEDADE EDUCACIONAL DE SANTA CATARINA - SOCIESC
CENTRO UNIVERSITÁRIO SOCIESC - UNISOCIESC

DYARLEN DE PAULA IBER

**SISTEMA DE BIOIMPEDÂNCIA PARA A AVALIAÇÃO DA COMPOSIÇÃO
CORPORAL**

JOINVILLE

2017/2

DYARLEN DE PAULA IBER

**SISTEMA DE BIOIMPEDÂNCIA PARA A AVALIAÇÃO DA COMPOSIÇÃO
CORPORAL**

**Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
ao Centro Universitário UNISOCIESC como
requisito parcial para a obtenção do título de
Bacharel em Engenharia de Computação.**

Orientador: Prof. Me. Paulo R. P. Manseira

**JOINVILLE
2017/2**

DYARLEN DE PAULA IBER

**SISTEMA DE BIOIMPEDÂNCIA PARA A AVALIAÇÃO DA COMPOSIÇÃO
CORPORAL**

**Este trabalho foi conferido e aprovado pela
Banca Examinadora do Centro Universitário
UNISOCIESC, dando o título de Bacharel em
Engenharia de Computação.**

Joinville, ____ de _____ de _____

Prof. (orientador)

Prof. (membro da banca)

(membro da banca)

Dedico este trabalho aos meus pais, Terezinha do Carmo Bueno de Paula e Noel de Almeida Iber, e minha namorada, Carine Turchiello Silveira, por todo auxílio prestado durante a construção do presente trabalho.

RESUMO

A busca por uma vida saudável, é uma tendência que vem crescendo não apenas entre os brasileiros, mas também no restante do mundo. Com isso, cresce também a busca por meios de monitorar a própria saúde e a condição física por aplicativos móveis, pulseiras, relógios e tantos outros. Entretanto, o que grande parte dos métodos de monitoramento da saúde e das condições físicas tem em comum, é que são limitados às mudanças nas medidas antropométricas, como por exemplo: peso, estatura, dobras cutâneas e circunferências. A bioimpedância ou análise de impedância bioelétrica (BIA) é uma técnica de estudo de materiais biológicos que tem ganhado visibilidade no mercado e no meio acadêmico, trata-se de um método não invasivo, indolor, rápido, seguro, simples, e de baixo custo para avaliar a composição corporal. Por meio deste método é possível realizar a quantificação dos compartimentos corporais. Nesse contexto, o presente trabalho tem como objetivo desenvolver um sistema capaz de mensurar a composição corporal, mais precisamente a quantidade de água corporal total, gordura corporal e massa livre de gordura, por meio da bioimpedância utilizando para exibir os resultados obtidos uma interface para dispositivos móveis. Quanto a metodologia utilizada, os procedimentos técnicos foram, revisão bibliográfica e estudo de caso, já a natureza do trabalho se deve a utilização da pesquisa aplicada e pesquisa de natureza exploratória, com a forma de abordagem quantitativa. Foram realizados testes de validação utilizando valores de impedância conhecidos, como resistores de precisão, e um circuito R21C para simular uma impedância corporal. Concluindo que o circuito apresenta um bom desempenho, com um percentual de erro de até 2% para o pior caso, e valores de impedância entre 249 ohms e 1210 ohms, possibilitando assim que equações de bioimpedância sejam aplicadas a fim de calcular a composição corporal de um indivíduo.

Palavras-chave: Bioimpedância. Arduino. AD5933.

ABSTRACT

The search for a healthy life is a trend that is growing not only among Brazilians, but also in the rest of the world. As a result, the search for ways to monitor one's health and physical condition through mobile applications, bracelets, watches, and so many others also grows. However, what most of the methods of monitoring health and physical conditions have in common is that they are limited to changes in anthropometric measurements, such as weight, height, skinfolds, and circumferences. Bioimpedance or bioelectrical impedance analysis (BIA) is a technique for studying biological materials that has gained visibility in the market and in the academic world. It is a non-invasive, painless, fast, safe, simple and low cost method to evaluate the body composition, through this method it is possible to perform the quantification of the body compartments. In this context, the present work aims to develop a system capable of measuring body composition, more precisely the amount of total body water, body fat and fat free mass, by means of bioimpedance using a mobile interface to display the results obtained. As for the methodology used, the technical procedures were bibliographical and case study, since the nature of the work is due to the use of applied research and exploratory research, with the form of a quantitative approach. Validation tests were performed using known impedance values, such as resistors, and an R21C circuit to simulate a body impedance, concluding that the circuit performs well, with a worst case error rate of 2% for impedance values between 249 ohms and 1210 ohms, thus enabling bioimpedance equations to be applied in order to calculate the body composition.

Keywords: Bioimpedance. Arduino. AD5933.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Principais componentes dos cinco níveis da composição corporal	15
Figura 2: Modelo de cilindro para a relação entre impedância e geometria	20
Figura 3: Localização padrão dos eletrodos	22
Figura 4: Componentes do sistema	29
Figura 5: Tela inicial da aplicação móvel	31
Figura 6: Diagrama de classes do banco de dados SQLite	31
Figura 7: Histórico de medições realizadas	32
Figura 8: Dados da medição	33
Figura 9: Dados do usuário	33
Figura 10: Arduino Nano e Módulo Bluetooth HC-06	35
Figura 11: Diagrama de blocos AD5933	36
Figura 12: Tensão de saída de intervalo 1 AD5933	37
Figura 13: Tensão de saída AD5933 a 100 KHz	38
Figura 14: Tensão de saída do filtro passa-altas	39
Figura 15: Fonte de corrente Howland modificada e espelhada	40
Figura 16: Validação do circuito da PCB	44
Figura 17: Layout PCB	45
Figura 18: PCB	45
Figura 19: Circuito R21C	46

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Equações de bioimpedância	26
Tabela 2: Intervalos de saída do AD5933	37
Tabela 3: Resultado dos testes de validação	47

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

ADC - Analog-to-digital converter
BIA - Bioelectrical impedance analysis
BIS - Bioelectrical spectroscopy
BIVA - Bioelectrical impedance vector analysis
DAC - Digital-to-analog converter
DC - Direct current
DDS - Digital Frequency Synthesis
DFT - Discrete Fourier transform
DXA - Dual energy X-ray Analysis
ECW - Extracellular water
FFM – Fat free mass
FM - Fat mass
HPF - High-pass filter
I2C - Inter-Integrated Circuit
ICQ - Índice cintura quadril
ICW - Intracellular water
IMC - Índice de massa corpórea
MF-BIA - Multi-frequency BIA
MMHCS - Mirrored Modified Howland Current Source
PCB - Printed circuit board
SCL - Serial Clock
SDA - Serial Data
SF-BIA - Single frequency BIA
SMD - Surface Mounting Devices
TBW – Total body water
VCCS - Voltage Controlled Current Source

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 REFERENCIAL TEÓRICO.....	13
2.1 COMPOSIÇÃO CORPORAL.....	13
2.2 BIOIMPEDÂNCIA.....	17
2.3 PRINCÍPIOS DA BIOIMPEDÂNCIA	19
2.4 MÉTODOS DE BIOIMPEDÂNCIA.....	21
2.5 MEDIDAS DE COMPOSIÇÃO CORPORAL DERIVADAS DA BIOIMPEDÂNCIA ...	24
2.6 APLICABILIDADE DA BIOIMPEDÂNCIA.....	24
3 SISTEMA PARA MEDIÇÃO DE BIOIMPEDÂNCIA	28
3.1 APLICAÇÃO MÓVEL	30
3.2 ARDUINO NANO E O MÓDULO BLUETOOTH HC-06	34
3.3 AD5933 E A GERAÇÃO DO SINAL DE ONDA SENOIDAL	36
3.4 CONSIDERAÇÕES DE SEGURANÇA E FILTRO PASSA-ALTAS	38
3.5 FONTE DE CORRENTE CONTROLADA POR TENSÃO	40
3.6 AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO E FONTES DE ALIMENTAÇÃO	41
3.7 CÓDIGO FONTE E CONFIGURAÇÃO DO AD5933	42
3.8 DESENVOLVIMENTO DA PCB	43
3.9 RESULTADOS OBTIDOS	46
4 CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	48
REFERÊNCIAS.....	50
APÊNDICE A	54
APÊNDICE B	55

1 INTRODUÇÃO

Segundo Manarini (2016), sobre os desafios que as pessoas enfrentam para manter uma rotina saudável nos tempos atuais, apenas 9% dos entrevistados considera ter um estilo de vida saudável, 46% têm dificuldade de manter baixo o índice de gordura corporal, e 60% da amostra da pesquisa se considera acima do peso, o autor em sua pesquisa ainda afirma que 25% têm dificuldade em encontrar motivação para tal. Para o levantamento dos dados foram ouvidos 1190 homens e mulheres de todas as regiões do país.

De acordo com GFK (2016), em pesquisa realizada com mais de 20.000 usuários de internet de 16 países, 29% dos brasileiros afirmaram monitorar a própria saúde e condição física por meio de aplicativos móveis, pulseiras, clipes e relógios inteligentes, entre as principais razões apontadas pelos entrevistados para monitorar sua saúde, estão: manter ou melhorar a condição física (55%), criar motivação para fazer exercícios (50%) e melhorar o nível de energia (35%).

A tecnologia é uma aliada na manutenção da saúde e da estética corporal. Assim, tem-se como pergunta de pesquisa: Como realizar a medição da composição corporal por meio de uma aplicação móvel?

Uma técnica de estudo de materiais biológicos que tem ganhado visibilidade no mercado e no meio acadêmico é a análise de bioimpedância. O método da bioimpedância para avaliar a composição corporal permite estimar clinicamente a composição do organismo de uma maneira não-invasiva, indolor, rápida, segura e simples. O método da bioimpedância também possui um baixo custo, além de muito mais acessível do que outros métodos sofisticados, como DXA (Dual energy X-ray Analysis).

Nesse contexto, o objetivo geral deste trabalho é desenvolver um sistema capaz de mensurar a composição corporal por bioimpedância que utilize para exibir os resultados obtidos uma interface para dispositivos móveis. Para isso os seguintes objetivos específicos foram levantados:

- a) definir as equações que serão utilizadas nos cálculos, o micro controlador, os eletrodos, e demais componentes a serem usados no projeto;
- b) desenvolver um circuito eletrônico capaz de gerar, coletar e tratar o sinal elétrico com as especificações necessárias;
- c) desenvolver um aplicativo móvel capaz de se comunicar com o micro

controlador e obter os resultados das medições realizadas;

d) realizar análises quantitativas afim de validar o projeto.

Quanto a metodologia utilizada, a natureza do trabalho, se deve a utilização de pesquisa aplicada, e pesquisa exploratória, com a forma de abordagem quantitativa. Os procedimentos técnicos utilizados no presente trabalho de conclusão de curso foram: revisão bibliográfica, para realizar o levantamento de todos os conceitos a serem aplicados, e um estudo de caso para a construção e aplicação do sistema.

No capítulo 2 é apresentada toda a fundamentação teórica do trabalho, como por exemplo, a definição da composição corporal, princípios e métodos da bioimpedância, assim como uma definição das medidas corporais, e suas respectivas equações.

A seguir, no capítulo 3, todo o sistema para a medição da composição corporal é detalhado, no início do capítulo é feita uma definição geral de cada componente do sistema, bem como a interação entre eles. Logo após, cada componente é detalhado, ainda são feitas algumas considerações a respeito de segurança, e sobre o desenvolvimento da placa de circuito impresso desenvolvida, ao final deste capítulo são expostos os testes a fim de validar o sistema.

Por fim, o capítulo 4 exhibe as conclusões do trabalho e algumas recomendações para trabalhos futuros.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

Nos próximos tópicos é apresentado todo o embasamento teórico do presente trabalho, contendo aspectos teóricos importantes a respeito da bioimpedância, como a composição corporal, conceito, métodos e equações.

2.1 COMPOSIÇÃO CORPORAL

Conforme Bronhara (2014), a composição corporal pode ser definida como a proporção entre os diferentes componentes corporais e a massa corporal total, podendo ser expressa pelas porcentagens de gordura e de massa magra presente no corpo humano. Para obtenção dos dados referentes a composição corporal, são avaliadas algumas variáveis. Abaixo é demonstrado algumas das principais variáveis e suas definições:

- a) Índice de massa corpórea (IMC): é definido pela razão do peso corporal e pela altura elevada ao quadrado. O cálculo de índice de massa corpórea é um dos índices mais utilizados atualmente.
- b) Índice cintura quadril (ICQ): é um índice utilizado para verificar a presença de gordura na região abdominal, e constitui um elemento para prognóstico de eventos cardiovasculares em adultos.
- c) Massa gorda ou Fat mass (FM): é caracterizado pelo peso da gordura presente no corpo, e pode ser calculada subtraindo-se a massa livre de gordura do peso corporal.
- d) Massa livre de gordura ou Fat free mass (FFM): consiste na massa resultante quando a massa de gordura é subtraída do peso. Diferente da massa magra, a massa livre de gordura não inclui o peso combinado dos órgãos internos, como músculos, órgãos vitais, ossos, tendões e líquidos corporais.
- e) Água corporal total ou Total body water (TBW): é a totalidade de água no corpo, incluindo o total de água intra e extracelular.

A análise de testes obtidos através de biópsias de tecidos, sempre foi parte essencial de exames médicos, o que contribuiu também de forma significativa para o conhecimento do metabolismo do corpo humano. No entanto, a remoção de um pequeno pedaço de tecido, seja ele osso, músculo, pele, ou gordura, é um método

considerado invasivo e muitas vezes pode apresentar risco para o paciente. A composição corporal de um indivíduo sofre alterações desde o momento do seu nascimento, até à idade adulta. Pois um recém-nascido tem proporcionalmente menos massa muscular do que um adulto. As mudanças decorrentes do desenvolvimento constituem um desafio para os métodos de avaliação da composição corporal. (BARBOSA ALVES, 2005).

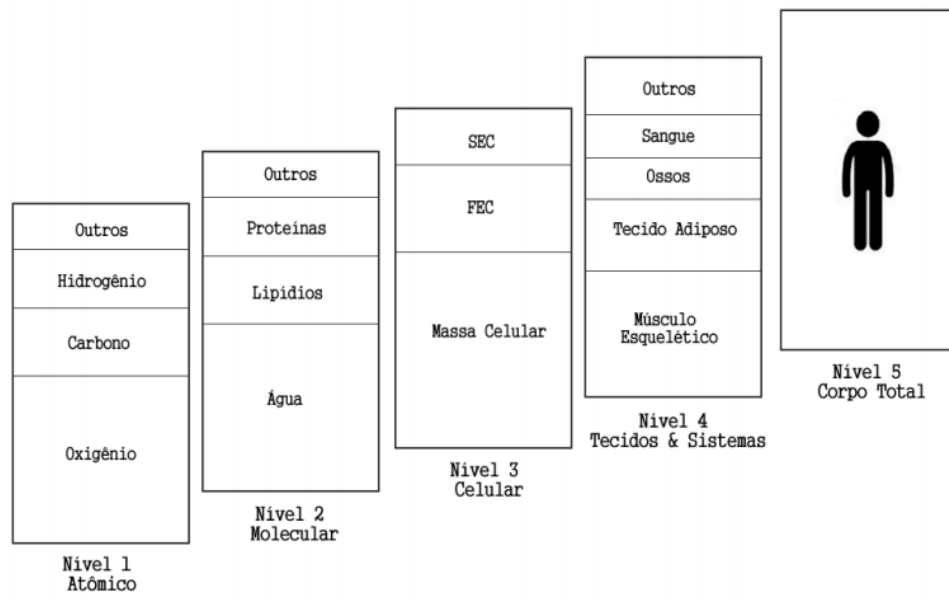
Segundo Bronhara (2014, p.19), a avaliação da composição corporal humana como objeto de estudo científico tem apresentado interesse crescente em Ciências da Saúde nos últimos anos. A composição corporal teve sua representação definida objetivamente em 1992 por Wang. De acordo com Wang et al (1992), trata-se do ramo da biologia humana que estuda os compartimentos corporais e suas relações quantitativas durante estados de equilíbrio.

A produção científica para este ramo da ciência organiza-se em três áreas:

- a) Caracterização dos componentes corporais e suas relações durante períodos de estabilidade nos diferentes níveis de composição;
- b) Influência dos fatores biológicos nos vários níveis e componentes corporais;
- c) Estudo dos métodos de mensuração dos componentes in vivo.

A caracterização dos componentes corporais proposta por WANG et al. (1992), utiliza como base um modelo de cinco níveis de complexidade crescente (Figura 1). O peso corporal equivale à soma de todos os componentes de cada nível.

Figura 1: Principais componentes dos cinco níveis da composição corporal



Fonte: Bronhara (2014, p.21)

Os cinco níveis da composição corporal foram detalhadamente descritos por Wang et al. (1992), Heymsfield et al. (1997) e Pietrobelli et al. (2001) encontram-se a seguir:

- a) **Atômico:** Tem como referências os elementos ou átomos que formam o corpo humano, ou seja, os elementos responsáveis por mais de 98% do peso corporal, que são: oxigênio, carbono, hidrogênio, nitrogênio, cálcio e fósforo. São utilizados métodos de contagem corporal total e técnicas de ativação de nêutrons para estimar tais componentes in vivo;
- b) **Molecular:** É o nível mais estudado no campo da composição corporal, os elementos e átomos do corpo humano organizam-se formando mais de 100 mil compostos químicos de diferentes complexidades e pesos moleculares;
- c) **Celular:** A configuração dos componentes químicos em células cria o organismo vivo, sendo o principal ponto no estudo da saúde e doenças humanas. Os principais compartimentos são:
 - Células: podem ser conectivas, epiteliais, nervosas ou musculares;
 - Fluídos extracelulares: Não metabólicos, se dividem em: Plasma e Líquido;
 - Sólidos extracelulares: Sólidos não metabólicos, podem ser: Orgânicos (fibras colágenas, reticulares e elásticas) ou inorgânicos

(principalmente cálcio, fósforo e oxigênio). O compartimento de células é dividido em massa celular corporal e células adiposas. Os fluidos foram considerados como representativos da água corporal total (água intra e extracelular).

- d) Tecidos-sistema: É um nível de grande interesse dos investigadores em composição corporal. Os componentes celulares organizam-se formando tecidos (adiposo, muscular, ósseo, epitelial e nervoso), órgãos (rim, pele, fígado etc) ou sistemas (digestivo, circulatório etc);
- e) Corpo Total: Tamanho, a forma e as características físicas corporais, tais como estatura, comprimentos, larguras, perímetros, dobras cutâneas, volume, peso, índice de massa corporal e densidade.

Sobre a influência que os fatores biológicos têm nos diferentes níveis de componentes corporais, de acordo com Bronhara (2014), sexo, idade, desenvolvimento corporal, gravidez, prática de exercícios, ingestão dietética e presença de doenças são alguns dos fatores biológicos que influenciam a composição corporal, diversos trabalhos evidenciam a influência desses fatores biológicos “não modificáveis” na composição corporal. O conhecimento desses fatores também é útil na condução de análises epidemiológicas que avaliam a associação de tais fatores denominados “não modificáveis”, com fatores modificáveis como, por exemplo a atividade física.

Fatores modificáveis, se presentes de forma inadequada, podem modificar a predisposição a doenças de um indivíduo, pois geram desequilíbrios nas relações estáveis existentes entre os compartimentos corporais. Um exemplo é a obesidade, que se trata de uma doença que tem influência direta da ingestão dietética e do padrão de atividade física. Além destes, fatores mais complexos também atuam de maneira indireta como, por exemplo, a modernização e a industrialização, que, apesar de terem trazido diversos benefícios a qualidade de vida dos seres humanos, contribuíram para uma piora da dieta com alimentos com elevado teor de gordura.

A presença de doenças também modifica a composição corporal, e o que tem se mostrado essencial para o tratamento e a recuperação dos pacientes é o acompanhamento do padrão dessas mudanças.

A última área na qual a produção científica para o ramo da composição corporal é organizada diz respeito aos métodos de mensuração. Ainda para Bronhara (2014), a característica que permite a quantificação das proporções

existentes entre os compartimentos corporais independentemente do nível é que a composição corporal se apresenta relativamente estável entre indivíduos saudáveis.

A escolha do método e do modelo para avaliar a composição corporal varia de acordo com o objetivo da pesquisa, tipo de estudo, disponibilidade dos aparelhos, mão de obra especializada para a coleta das medidas e custo associado.

Medidas de composição corporal para o último nível do corpo total, como por exemplo, o peso e a altura, são mais fáceis de serem executadas, portanto são ideais para estudos de campo. Medidas de peso e altura são também utilizadas na forma de índices, como o índice de massa corporal (IMC). Entretanto tais medidas não levam em consideração os componentes que formam o corpo, o que acaba por tornar o IMC, por exemplo, limitado a um índice de obesidade apenas.

Apesar das limitações, as medidas antropométricas têm se mostrado o modo mais prático e com menor custo para avaliar o estado nutricional de populações tanto em situações clínicas, como em triagem.

Porém, ainda de acordo com Bronhara (2014), é superficial restringir o estudo da composição corporal ao nível do corpo total somente, pois não possibilita a análise das conexões existentes entre os níveis.

2.2 BIOIMPEDÂNCIA

A bioimpedância ou análise de impedância bioelétrica (BIA - Bioelectrical impedance analysis) é uma técnica de estudo de materiais biológicos que tem ganhado visibilidade no mercado e no meio acadêmico, ela pode ser caracterizada como um método para avaliar a composição corporal, que permite estimar clinicamente a composição do organismo de uma maneira não- invasiva, indolor, rápida, segura e simples.

A bioimpedância baseia-se no princípio de que os componentes corporais oferecem uma resistência diferenciada à passagem da corrente elétrica. Os tecidos magros são altamente condutores de corrente elétrica devido à grande quantidade de água, ou seja, apresentam baixa resistência à passagem da corrente elétrica. Por outro lado, a gordura, os ossos e a pele constituem um meio de baixa condutividade apresentando, portanto, elevada resistência.

De acordo com KYLE (2004), trata-se de um dos primeiros processos rápidos, não invasivos, e de confiabilidade aceitável para quantificação dos compartimentos

corporais, principalmente os de natureza fluida, isso é feito por meio da medida da passagem de uma corrente elétrica pelo corpo. Desse modo, mede-se o efeito da passagem da corrente elétrica e o respectivo efeito causado sobre as células do corpo.

Segundo Bronhara (2014), a impedância fornece informações adicionais sobre níveis inferiores da composição corporal, as medições são realizadas geralmente, com quatro eletrodos, O equipamento introduz uma corrente elétrica alternada de 1mA ao corpo, geralmente uma frequência fixa de 50 kHz. A corrente elétrica passa por esses eletrodos e gera tensão entre diferentes pontos no volume corporal.

Assim, a impedância é a razão da tensão sobre a corrente, e é expressa em ohms. O método mensura duas propriedades corporais elétricas, reatância e resistência. Reatância trata-se da oposição gerada pela capacitância produzida pelas interfaces teciduais e pelas membranas celulares. As células agem como capacitores, acumulando elétrons, e a capacitância é a medida dessa capacidade de armazenamento. É um indicador de massa corporal magra e volume intracelular.

A resistência é a oposição que o corpo oferece ao fluxo de corrente elétrica alternada ao percorrer os fluidos intracelulares e extracelulares. A resistência depende da forma geométrica do corpo, e também do tipo de solução presente nos tecidos. A condutividade dentro do volume corporal é alta na urina e sangue, intermediária nos músculos e nos ossos e na gordura é baixa. A água corporal total relaciona-se inversamente a resistência, há menor resistência a corrente em regiões onde o condutor apresenta elevada área transversal, como tronco corporal.

Os métodos de medição da composição corporal são realizados através de estimativas coletadas através da gordura corporal, massa sem gordura, músculo, densidade óssea, hidratação ou outros componentes do corpo, um fato curioso é que apenas em uma autópsia consegue-se medir a composição corporal próxima dos 100%, porém os métodos atuais conseguem facilmente atingir excelentes resultados com medições feitas com precisão e com uma base de dados cientificamente adequados. (KISHORE 2015, p.5).

Para Kishore (2015, p.5), o peso de um ser humano não pode ser classificado como parâmetro para uma boa ou má saúde, porque não se pode distinguir entre a gordura que o corpo possui e a massa do corpo, quando o indivíduo possui uma grande quantidade de gordura pode-se dizer que o mesmo se encontra em nível de

obesidade, o que o torna vulnerável a diversas doenças, como doenças cardíacas, diabetes e até mesmo câncer.

O que pode contribuir para uma condição de vida mais saudável, é o devido acompanhamento de resultados feitos através de medições da composição corporal. Segundo White (2012), uma das principais causas de desnutrição é representada através da perda excessiva de massa muscular. A perda de massa muscular também pode propiciar o desenvolvimento de novas doenças.

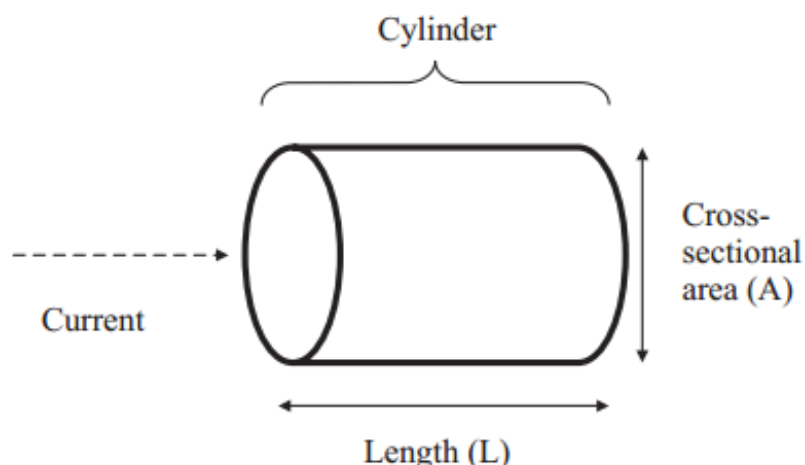
De acordo com Fearon (2011), a sarcopenia pode ser originada através da perda de massa muscular e de força na musculatura esquelética, e é prejudicial ao ponto de impedir que o portador tenha uma vida independente. A sarcopenia por sua vez, é a característica principal para o desenvolvimento da caquexia, doença complexa que se caracteriza pela perda excessiva de peso, ocasionando atrofia muscular, fadiga, fraqueza e perda de apetite.

Do ponto de vista médico, o tecido magro é um conceito importante para a dosagem ideal de medicamentos. Segundo Prado (2007), evidências sugerem que a massa corporal magra pode ser útil para normalizar a dose de quimioterapia. Por essas razões, tem havido interesse contínuo na avaliação da composição corporal.

2.3 PRINCÍPIOS DA BIOIMPEDÂNCIA

O uso da bioimpedância para estimar a composição corporal baseia-se em diferentes propriedades resistentes e condutoras dos tecidos corporais, a várias frequências. Para Baumgartner (1996), tecidos livres de gordura são bons condutores da corrente uma vez que são ricos em água e eletrólitos, enquanto que a massa de gordura é má condutora. O estudo bioimpedância parte do princípio de que a resistência (R) de um condutor homogêneo de área de seção transversal uniforme, é diretamente proporcional ao seu comprimento condutivo (L), e inversamente proporcional à área de sua seção transversal (A). (KYLE 2004).

Figura 2: Modelo de cilindro para a relação entre impedância e geometria



Fonte: Kyle (2004, p.1227)

Para Kyle (2004), embora o corpo humano não seja um cilindro uniforme e sua condutividade não seja constante, pode ser estabelecida uma relação empírica entre o quociente de impedância (L^2/R), e o volume de água corporal, o qual contém eletrólitos que conduzem a corrente elétrica pelo corpo. A Figura 2 demonstra esse modelo cilíndrico que estabelece a relação entre a impedância e a geometria.

Ainda de segundo com Kyle (2004), por ser mais fácil realizar a medição da altura do indivíduo em comparação ao comprimento condutivo que é medido do pulso até o tornozelo, a relação empírica estabelecida é entre massa corporal magra (tipicamente 73% água) e $Altura^2/R$. Levando em conta a não homogeneidade corporal, o termo $Altura^2/R$ equivale a um cilindro, que deve ser adaptado à real geometria corporal por um coeficiente apropriado.

Segundo Paiva (2009), este coeficiente depende de diversos fatores, entre eles também a anatomia dos segmentos corporais analisados. Assim, fatores como a alteração na resistividade dos materiais condutores, variações na relação entre altura e comprimento condutivo, ou mesmo variações na forma do corpo e de seus segmentos podem acarretar em erros futuros.

De acordo com Kyle (2004), outra complexidade envolvida, se deve ao fato de que o corpo humano oferece dois tipos de resistência R para a corrente elétrica, sendo elas a resistência capacitiva (reatância), e a resistência resistiva (chamada apenas de resistência). A partir da combinação desses dois tipos de resistência surge o termo impedância.

Para Kyle (2004), a resistência capacitiva diz respeito às membranas celulares e os líquidos extra e intracelulares respondem pela resistência resistiva. Uma corrente com alta frequência atravessa o espaço intracelular e a com baixa frequência o espaço extracelular. Na frequência zero (ou baixa frequência) a corrente elétrica não penetra a membrana celular, atuando como isolante e a corrente passa pelo fluido extracelular, o qual é o responsável pela resistência corporal mensurada nessa frequência (R_0). Em frequências infinitas (ou frequências muito altas), a resistência total do corpo (R_∞) reflete a combinação dos fluidos extra e intracelular.

Ainda para Kyle (2004), a bioimpedância com frequência única de 50 KHz é uma das mais utilizadas. A uma frequência de 50 kHz, a corrente elétrica passa através dos fluidos intracelular e extracelular.

De acordo com Paiva (2009), existe outra teoria que considera que a resistividade dos fluidos aumenta à medida que a quantidade de material não condutor aumenta. Ou seja, a resistência dos líquidos condutivos aumenta conforme a quantidade de material não condutível, o qual in vivo pode ser representado por células.

A relação entre reatância e a resistência reflete diferentes propriedades elétricas dos tecidos, as quais podem variar conforme o estado nutricional, o grau de hidratação ou a presença de doenças. O ângulo fase e outros índices inter-relacionados são utilizados na avaliação dessa relação.

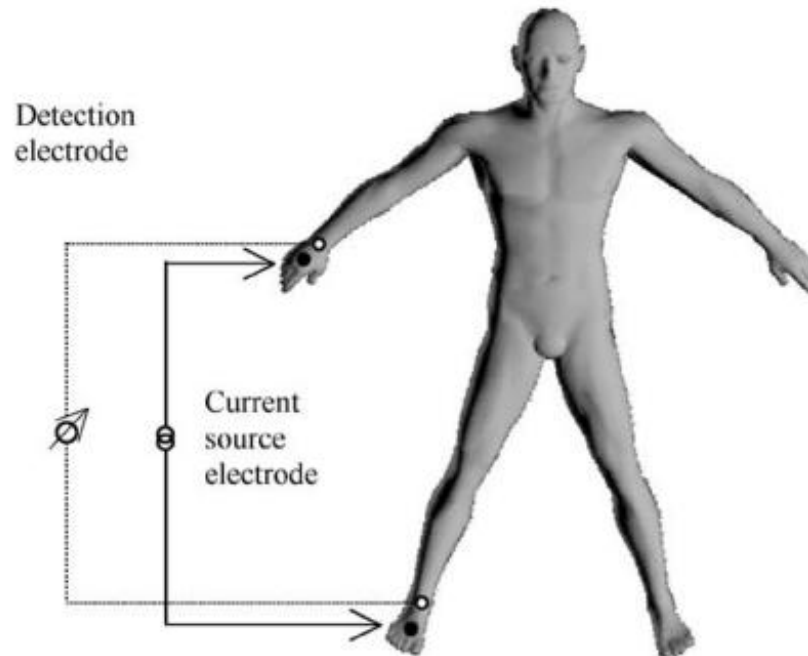
2.4 MÉTODOS DE BIOIMPEDÂNCIA

Dentro da bioimpedância existem vários métodos possíveis, definidos no que diz respeito ao tipo de corrente que é aplicada, à forma como essa corrente é aplicada e ao caminho que ela percorrer no corpo humano.

Existem vários métodos de bioimpedância, que serão descritos a seguir:

- a) BIA de frequência única ou single frequency BIA (SF-BIA): Este método utiliza uma frequência fixa de 50 kHz. A corrente elétrica é injetada por meio de eletrodos aplicados nas superfícies do pé e da mão, como o exemplo demonstrado na Figura 3.

Figura 3: Localização padrão dos eletrodos



Fonte: Kyle (2004, p.1229)

A BIA de 50 kHz não permite avaliar precisamente a água corporal total (TBW), é possível apenas realizar uma soma ponderada da água extracelular (ECW) e da água intracelular (ICW), apesar de não pode determinar com precisão diferenças no fluido intracelular (ICW). Permite ainda estimar a massa livre de gordura (FFM), entretanto é necessário que o indivíduo esteja normalmente hidratado, a mesma restrição se aplica a medição da TBW. (KYLE 2004).

- b) BIA de multifrequência ou multi-frequency BIA (MF-BIA): A bioimpedância de multifrequência faz uso de modelos de regressão linear empírica, assim como a bioimpedância de frequência única, entretanto esse método utiliza frequência múltipla (0, 1, 5, 50, 100, 200 a 500 kHz) para avaliar FFM, TBW, água intracelular ou Intracellular water (ICW) e água extracelular ou Extracellular water (ECW).

É um método mais preciso quando comparado à bioimpedância de frequência única para medir ECW, enquanto a bioimpedância de frequência única, em comparação com a bioimpedância de multifrequência, foi mais precisa para

medir a TBW em indivíduos criticamente doentes. A bioimpedância de multifrequência também não conseguiu detectar alterações na distribuição ou movimento de fluido entre espaços extracelulares e intracelulares em pacientes idosos. (KYLE 2004).

- c) Espectroscopia bioelétrica ou bioelectrical spectroscopy (BIS): Para Kyle (2004), a espectroscopia bioelétrica usa equações de modelagem matemática para gerar relações entre os compartimentos de fluido do corpo e a resistência R. Segundo Paiva (2009), são obtidos melhores resultados com a mistura de equações, porém a utilização da espectroscopia bioelétrica requer maiores investigações.
- d) BIA segmentar ou segmental-BIA: De acordo com Kyle (2004), na BIA segmentar cada membro é avaliado de forma individual, sendo os eletrodos posicionados de formas diferentes para a medição em cada membro. Segundo Paiva (2009), este método é mais indicado para avaliar o acúmulo de líquidos pulmonar, abdominal e na região do tronco, e também a distribuição de líquidos corporais em pacientes cirúrgicos com ascite e insuficiência renal.
- e) BIA localizada ou localized bioelectrical impedance analysis: Para Kyle (2004), este método se concentra em segmentos corporais bem definidos, portanto minimiza os efeitos de interferência. De acordo Paiva (2009), pode ser utilizada para avaliação da gordura abdominal e na evolução terapêutica de várias doenças.
- f) Análise vetorial de impedância bioelétrica ou bioelectrical impedance vector analysis (BIVA): Segundo Paiva (2009), a análise vetorial de impedância bioelétrica ou BIVA, não depende de modelos matemáticos e equações, e avalia o paciente por medidas diretas do vetor de impedância. Sua análise pode ser específica de acordo com a variabilidade biológica de cada indivíduo.

A análise de bioimpedância sugere equações com estimativas baseadas em modelos específicos para os diferentes tipos de populações. Segundo Heymsfield (2005), essas equações proporcionam estimativas aceitáveis de massa livre de gordura, água corporal total e demais medidas de bioimpedância.

2.5 MEDIDAS DE COMPOSIÇÃO CORPORAL DERIVADAS DA BIOIMPEDÂNCIA

Através da bioimpedância é possível obter diversas tipos de medidas de composição corporal, neste projeto as seguintes medidas foram selecionadas para a avaliação da composição corporal, conforme definido por com Barbosa (2005):

- a) Água corporal total: a determinação da água corporal é um item de muita importância, uma vez que é usada para muitos métodos da avaliação da composição corporal para o cálculo da massa livre de gordura e, partindo desta, para o cálculo da massa gorda.
- b) Massa livre de gordura: a massa livre de gordura corresponde a tudo o que não é gordura corporal. A determinação da massa livre de gordura e da massa gorda tem obtido cada vez mais relevância, já que um aumento da massa gorda e uma diminuição da massa livre de gordura estão muitas vezes associados a doenças crônicas, como doenças cardiovasculares e insuficiência respiratória.
- c) Massa gorda: A massa gorda é calculada pela diferença entre a massa livre de gordura estimada. Assim, caso existam erros na determinação da mesma, e por muito insignificantes que estes possam parecer, originarão também discrepâncias na estimativa de massa gorda.

As equações utilizadas nos cálculos das medidas mencionadas são exemplificadas no capítulo a seguir.

2.6 APLICABILIDADE DA BIOIMPEDÂNCIA

A bioimpedância pode ser utilizada em todos os indivíduos, independentemente da idade, sexo, etnia ou estado de saúde. No entanto, em alguns casos deve-se ser considerado todos os aspectos que diz respeito à escolha de equações preditivas e à padronização do método.

Segundo Baumgartner (1996), o uso das equações preditivas de forma generalizadas, entre diversas idades e etnias, é o principal fator limitante da bioimpedância. Uma equação que seja validada numa determinada população, com determinadas características, na maioria das vezes pode não estar adaptada às características de uma outra população. A utilização de diferentes equações de bioimpedância no mesmo paciente quando este envelhece ou acaba se tornando

obeso, acaba por ocorrer erros no estudo e levanta a dúvida se as diferenças detectadas na composição corporal se devem à equação ou realmente a alterações de composição corporal do paciente.

Após o estudo das equações preditivas escolhidas, deve-se levar em consideração as condições padrão em que irão ocorrer as análises, pois as mesmas assumem grande importância nos resultados obtidos. Quaisquer desvios ou diferenças às condições padrão necessárias pode provocar diversas variações nas medidas obtidas. Segundo Houtkooper (1996), alguns dos desvios padrões que impactam nos resultados são:

- a) realizar as medições de 2h a 4h após as refeições;
- b) realizar exercícios físicos 12 horas antes do teste;
- c) desidratação ocorrida através da perda de água durante atividades físicas;
- d) ir ao banheiro 30 minutos antes do teste;
- e) realizar a interrupção de tratamentos com medicamentos diuréticos 7 dias antes do teste;
- f) evitar a realização do teste com mulheres durante o estágio do ciclo menstrual;
- g) o paciente não deve estar utilizando qualquer tipo de metal, como relógios e brincos;
- h) realizar a medição em ambientes que estejam com a temperatura próxima (35°C), e em ambientes frios próximos a (14°C);
- i) limpar com algodão e álcool a região onde serão fixados os eletrodos;
- j) eletrodos mal fixados podem resultar em alterações na estimativa da composição corporal;
- k) se os eletrodos utilizados (emissor e receptor) estiverem colocados a uma distância inferior a 5cm um do outro;
- l) sugere-se, realizar as medições nas primeiras horas da manhã, como procedimento semelhante aos demais exames de coletas.

Em pacientes que estejam doentes, seja com aumento da massa óssea, aumento da massa gorda, perda de massa muscular, ou alterações na hidratação da pele a aplicação das equações de forma padrão não é a indicada. Nestes casos a forma mais vantajosa é a inclusão de dados obtidos através das equações preditivas.

Na Tabela 1 podem ser observadas algumas equações utilizadas a fim de obter medidas da composição corporal.

Tabela 1: Equações de bioimpedância

População	Cálculo	Equação
Adultos saudáveis entre 18 a 94 anos	FFM	$-4,104 + 0,518 \times \text{alt}^2/\text{R50} + 0,231 \times \text{peso} + 0,130 \times \text{Xc} + 4,229 \times \text{sexo}$
Indivíduos saudáveis entre 35 e 65 anos	FM	$14,94 - 0,079 \times \text{alt}^2/\text{R50} + 0,818 \times \text{peso} - 0,231 \times \text{alt} - 0,064 \times \text{sexo} \times \text{peso} + 0,077 \times \text{idade}$
Indivíduos saudáveis	TBW	$6,69 + 0,34573 \times \text{alt}^2/\text{Z100} + 0,17065 \times \text{peso} - 0,11 \times \text{idade} + 2,66 \times \text{sexo}$
Indivíduos saudáveis	ECW	$2,30 + 0,19528 \times \text{alt}^2/\text{Z1} + 0,06987 \times \text{peso} - 0,02 \times \text{idade}$
Homens saudáveis entre 23 e 53 anos	ICW	$12,2 + 0,37065 \times \text{alt}^2/\text{Ricw} - 0,132 \times \text{idade} + 0,105 \times \text{peso}$

Fonte: Adaptado de ARO (2009, p.4)

Aonde FFM, BF, TBW, ECW e ICW representam respectivamente a massa livre de gordura, gordura corporal, água corporal total, água extracelular e água intracelular. E alt, peso, sexo, e idade são respectivamente altura em centímetros, peso em quilogramas, sexo, sendo 1 para homens e 0 para mulheres e idade em anos. R50, Xc, Z100 e Ricw representam os valores de impedância, sendo R50 = Resistência a 50 kHz, Xc = Reatância, Z100 = Impedância a 100 kHz, Z1 = Impedância a 1 kHz e Ricw = Resistência intracelular.

Wang (1992), também descreve a relação entre as medidas de composição corporal direta e indireta.

$$FFM = \frac{TBW}{0.732} \quad \dots(1)$$

$$FM = peso - FFM \quad \dots(2)$$

A partir dessas relações as medidas de massa livre de gordura e gordura corporal podem ser calculadas conforme demonstrado na equação (1) e na equação (2).

A seguir, no capítulo 3, todo o sistema para a medição da composição corporal é detalhado em termos de *hardware* e *software*.

3 SISTEMA PARA MEDIÇÃO DE BIOIMPEDÂNCIA

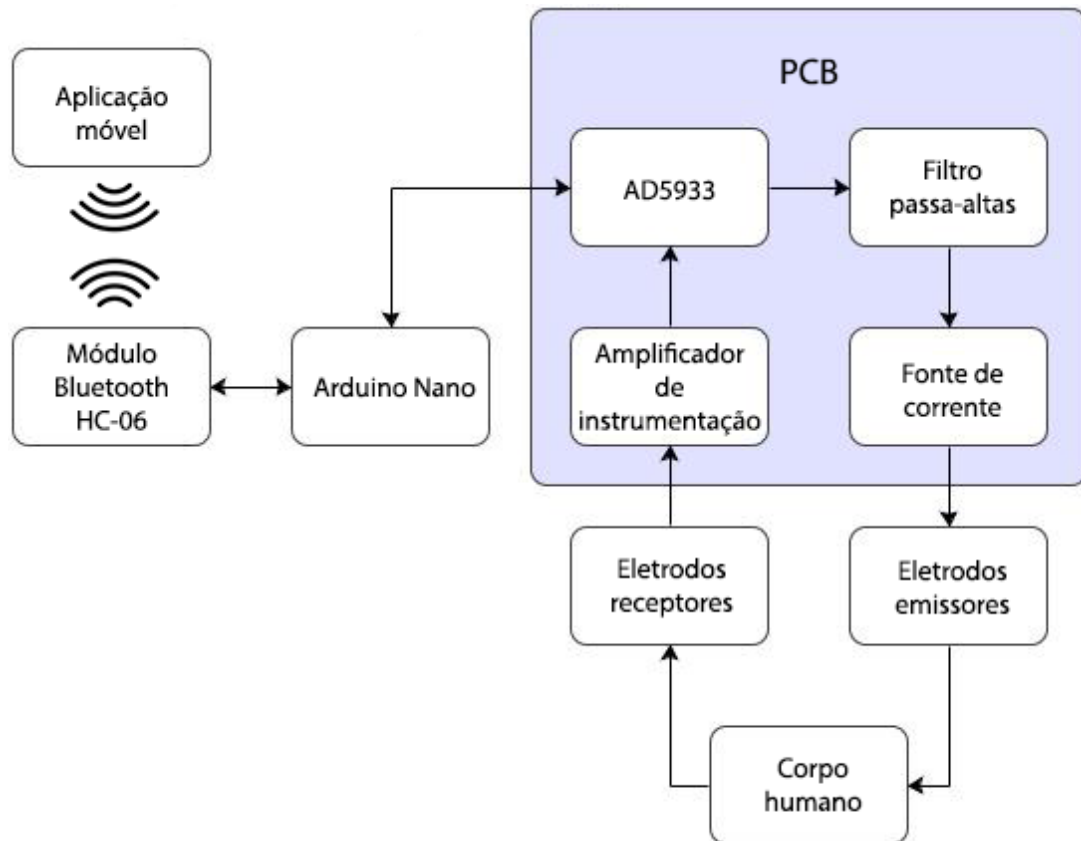
Segundo Noveletto (2016), embora a técnica de análise de bioimpedância seja simples, o desenvolvimento de um hardware e um software para efetuar a correta medição da bioimpedância é um trabalho árduo. Muitas aplicações de bioimpedância fazem uso de circuitos integrados para auxiliar nessa tarefa, como por exemplo o AD5933, da Analog Devices, que é um medidor de impedância, ele serve como uma alternativa para se reduzir o custo e a complexidade do sistema.

O modelo proposto no presente trabalho consiste na utilização do dispositivo *Arduino Nano* juntamente com um módulo *Bluetooth HC-06*, também foi proposto o desenvolvimento de um aplicativo móvel utilizando o *framework* de aplicações híbridas *ionic*, e o desenvolvimento de uma placa eletrônica de circuito impresso (PCB - Printed circuit board) para a geração, coleta e tratamento do sinal elétrico utilizado na medição.

A PCB desenvolvida utiliza como base o microchip AD5933, e tem como principal função adaptar o medidor de impedância AD5933 para medições de bioimpedância, para tal, foi definido como base o modelo proposto por Noveletto (2016). Além do AD5933, a PCB também contém um filtro passa-altas (HPF - High-pass filter), uma fonte de corrente controlada por tensão (VCCS - Voltage Controlled Current Source), e um amplificador de instrumentação. O circuito consta com uma configuração de quatro eletrodos, onde 2 eletrodos serão utilizados para enviar o sinal elétrico, e outros 2 para coletar o sinal. Essa abordagem segundo Noveletto (2016) reduz possíveis influências de contato dos eletrodos.

Na Figura 4 podem ser observados os componentes básicos para o desenvolvimento do projeto.

Figura 4: Componentes do sistema



Fonte: O autor (2017)

Uma aplicação móvel é utilizada para dar início as medições, bem como armazenar um histórico das medições realizadas, e ainda coletar informações do usuário. O aplicativo se comunica via *Bluetooth* com o módulo *HC-06* conectado ao *Arduino Nano*, por meio do *Arduino* os cálculos de composição corporal serão feitos, além do controle da PCB via protocolo de comunicação *I2C*.

Segundo DEVICES (2016), o AD5933 implementa internamente um sintetizador digital de sinais (DDS - Digital Frequency Synthesis), utilizado para fornecer o sinal de excitação à uma frequência programável utilizado na medição, contém ainda um conversor analógico-digital (ADC - Analog-to-digital converter) de 12 bits de resolução, e executa internamente o cálculo da transformada discreta de Fourier (DFT - Discrete Fourier transform), o algoritmo DFT retorna um valor real (R) e um valor imaginário (I) para cada faixa de frequência.

Antes de ser enviado ao corpo humano, o sinal elétrico de saída do AD5933, passa por um filtro passa-altas, e por uma fonte de corrente controlada por tensão que garante que o sinal final tenha 1mA de corrente. Quatro eletrodos são usados

para enviar e coletar o sinal elétrico. Após coletado, o sinal passar por um amplificador de instrumentação, que envia o sinal amplificado para o AD5933.

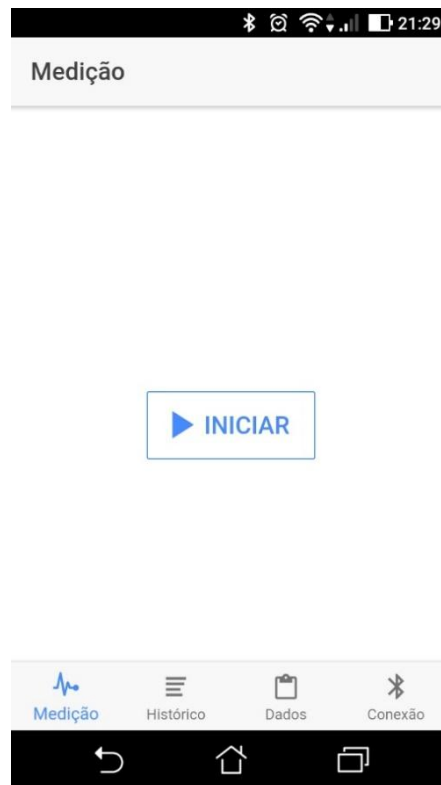
3.1 APLICAÇÃO MÓVEL

Para o desenvolvimento deste trabalho, foi definido a utilização do *framework* para desenvolvimento de aplicativos *mobile Ionic*. Segundo Drifty (2017), o *Ionic* foi fundado em 2012 pela empresa Drifty Co, é um *framework* software livre que possibilita o desenvolvimento de aplicativos híbridos ou multiplataforma (cross-platform). Segundo Dourado Matos (2016), o desenvolvimento multiplataforma é feito através da criação de uma página web, utilizando normalmente HTML, CSS e JavaScript, essa página web é exibida dentro de uma web view embutida em um aplicativo nativo. Assim é possível que um mesmo aplicativo seja executado dentro de várias plataformas diferentes.

Dentre os diversos recursos nativos do dispositivo acessíveis por meio do *Ionic*, foi utilizada a comunicação via *Bluetooth*, com a finalidade de comunicar ao *Arduino* o início de uma nova medição, enviar os dados do usuário coletados novamente ao *Arduino*, e receber os resultados das medições. Para a comunicação *Bluetooth*, foi utilizado o *plugin Bluetooth Serial* disponível na biblioteca do *Ionic*. Este *plugin* permite a comunicação serial via *Bluetooth*, e foi escrito para se comunicar entre *Android* ou *iOS* e um dispositivo *Arduino*. (IONIC, 2017).

A Figura 5 mostra a tela inicial da aplicação, aonde é possível dar início a uma nova medição.

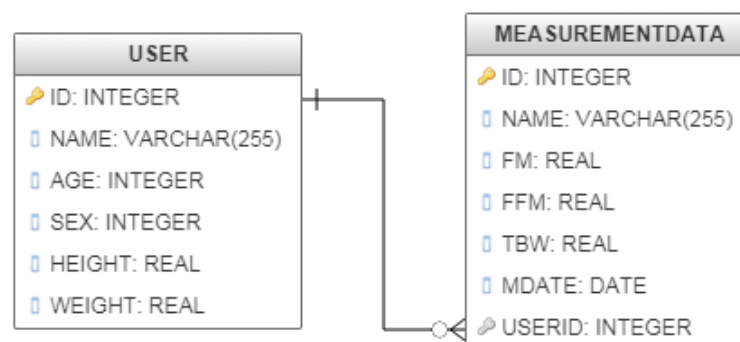
Figura 5: Tela inicial da aplicação móvel



Fonte: O autor (2017)

Para armazenar o registro das medições realizadas, e salvar os dados do usuário foi utilizada a biblioteca disponível do *Ionic* SQLite, que implementa um banco de dados relacional SQL. O banco de dados em SQLite é suportado pelas plataformas *Android*, *iOS*, *macOS* e *Windows*. Na Figura 6 é possível visualizar a relação entre as tabelas de dados criadas para salvar os dados no aplicativo.

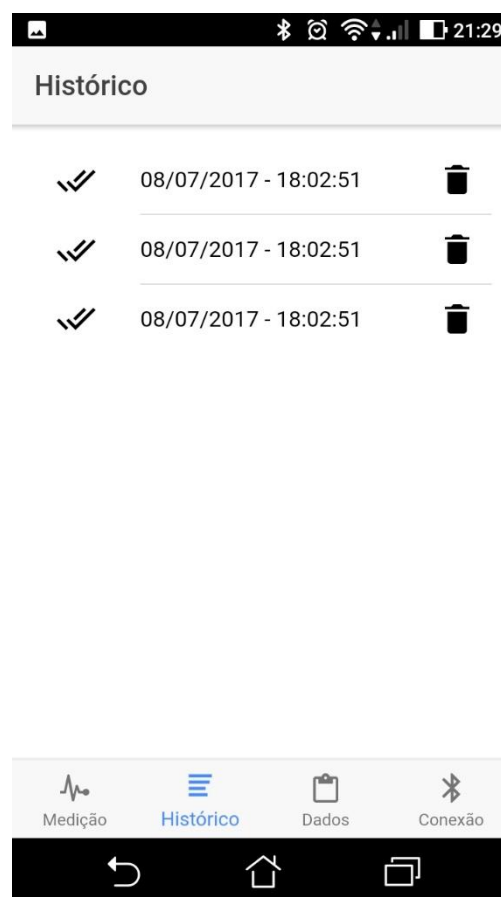
Figura 6: Diagrama de classes do banco de dados SQLite



Fonte: O autor (2017)

As duas tabelas criadas contêm um campo de código, e um campo para nome, utilizados para a identificação dos registros na tabela. A tabela MEASUREMENTDATA criada para armazenar os resultados de cada medição contém também os atributos FM, FFM e TBW, utilizados para armazenar respectivamente a quantidade de massa magra, massa livre de gordura e água corporal total, todos em Kg. O atributo MDATE armazena a data em que a medição foi realizada, e por fim campo USERID é uma chave estrangeira relacionada ao atributo ID da tabela USER. O histórico das medições realizadas pelo usuário e salvas na tabela MEASUREMENTDATA é exibido em forma de lista pela aplicação móvel, e pode ser visualizado na Figura 7. Ao selecionar um registro do histórico é possível ver em detalhes o resultado da medição, como demonstrado na Figura 8.

Figura 7: Histórico de medições realizadas



Fonte: O autor (2017)

Figura 8: Dados da medição

Medição 08/07/2017

Análise da Composição Corporal

Dados obtidos através da medição realizada dia 08/07/2017 às 18:02:51h.

Composição Corporal	
Massa de gordura	31.7 kg
Massa livre de gordura	21.8 kg
Água corporal total	33 kg

Medição Histórico Dados Conexão

Fonte: O autor (2017)

A tabela USER armazena as informações pessoais do usuário, são elas: peso e altura, armazenadas em Kg e Metros respectivamente, e ainda sexo e idade.

Figura 9: Dados do usuário

Dados

Nome
Dyarlén Iber

Idade
23

Sexo
Masculino

Altura (metros)
1,70

Peso (quilogramas)
70,00

SALVAR

Medição Histórico Dados Conexão

Fonte: O autor (2017)

Na Figura 9 é possível visualizar as informações requisitadas ao usuário pela aplicação. Essas informações são importantes pois são necessárias nos cálculos de composição corporal vistos no capítulo 2.6.

3.2 ARDUINO NANO E O MÓDULO BLUETOOTH HC-06

Embora o AD5933 tenha como função fornecer o sinal de excitação à uma frequência conhecida, realizar a conversão analógico-digital do sinal coletado e executar o cálculo da transformada discreta de Fourier, ainda há necessidade de um micro controlador para controlar o AD5933 via I2C. Outra razão para a utilização de um micro controlador no projeto é efetuar os cálculos de composição corporal, que irão fornecer as informações de gordura corporal, massa livre de gordura e água corporal total. Além do mais, o uso do micro controlador se faz necessário para enviar os resultados dos cálculos de composição corporal para o módulo *Bluetooth*, que deve então transmitir esses resultados para a aplicação móvel.

Portanto, as funções do micro controlador no projeto se limitam a receber do módulo *Bluetooth* o comando para dar início a uma nova medição, juntamente com esse comando, as informações do usuário de peso, altura, sexo e idade são recebidas e armazenadas em variáveis para que possam ser utilizadas posteriormente nos cálculos de composição corporal, controlar e programar o AD5933 para os valores de tensão e frequência desejados, e realizar os cálculos dos componentes corporais, com os valores de impedâncias retornados do AD5933, e as informações do usuários, recebidas juntamente com o comando de início da medição.

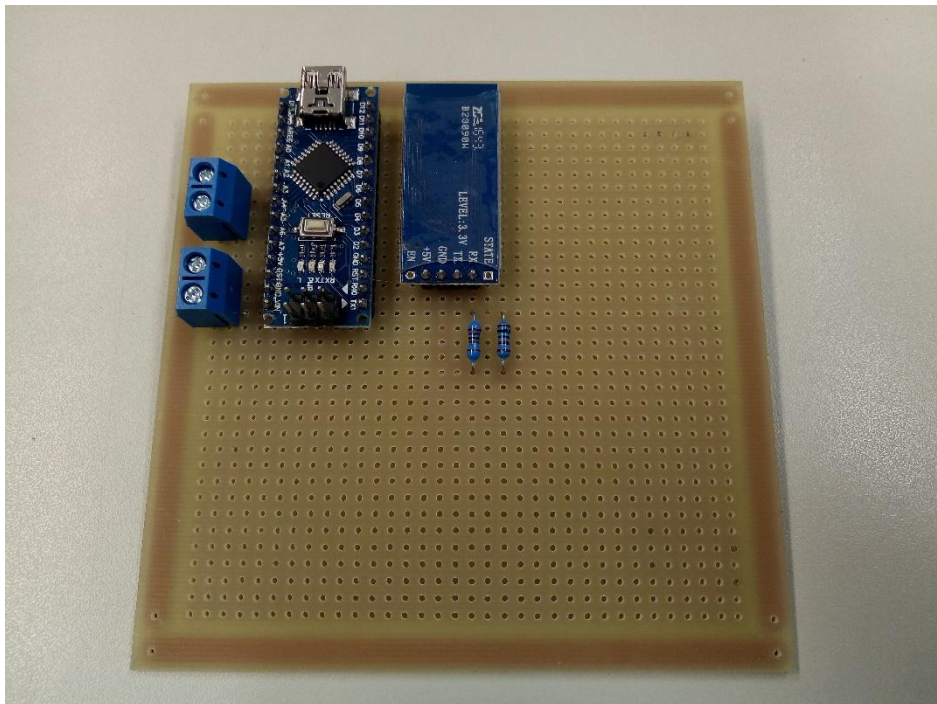
O micro controlador definido para ser utilizado no projeto foi o ATmega328 presente no dispositivo *Arduino Nano*. O *Arduino* é uma de plataforma de computação embarcada, ou uma placa de controle de entrada de dados. Segundo Rodrigues (2012), o *Arduino* surgiu em 2005, na Itália, perante a necessidade de professores de ensinar eletrônica e programação de computadores para seus alunos. Possui uma linguagem de programação simples chamada Wiring baseada em C/C++. Além desta, outras vantagens como o baixo custo, possuir um software compatível com várias plataformas e ser um projeto de software livre com uma extensa comunidade ativa de usuários contribuíram para a sua escolha nesse projeto.

Dentre os diversos modelos de *Arduino* existentes, optou-se pela utilização do *Arduino Nano* por se tratar de uma placa compacta. O *Arduino Nano* é semelhante ao *Arduino UNO*, também possui um chip ATmega328, porém na versão SMD, além disso, possui um conector para cabos Mini-USB utilizado para a gravação. (RODRIGUES, 2017).

O módulo *Bluetooth* escolhido foi o módulo *HC-06*, segundo Oliveira (2017), ele trabalha apenas em modo *slave* (escravo), ou seja, apenas aceita o pareamento de outro dispositivo, não podendo dar início a uma conexão.

Na Figura 10 é possível visualizar a placa desenvolvida com o *Arduino Nano* e o módulo *Bluetooth HC-06*.

Figura 10: Arduino Nano e Módulo Bluetooth HC-06



Fonte: O autor (2017)

No desenvolvimento, optou-se pela utilização de uma placa ilhada universal pré-furada para o desenvolvimento dessa placa contendo o *Arduino* e o módulo *Bluetooth* por se tratar da confecção de um circuito pequeno e simples. O diagrama esquemático pode ser observado no APÊNDICE A.

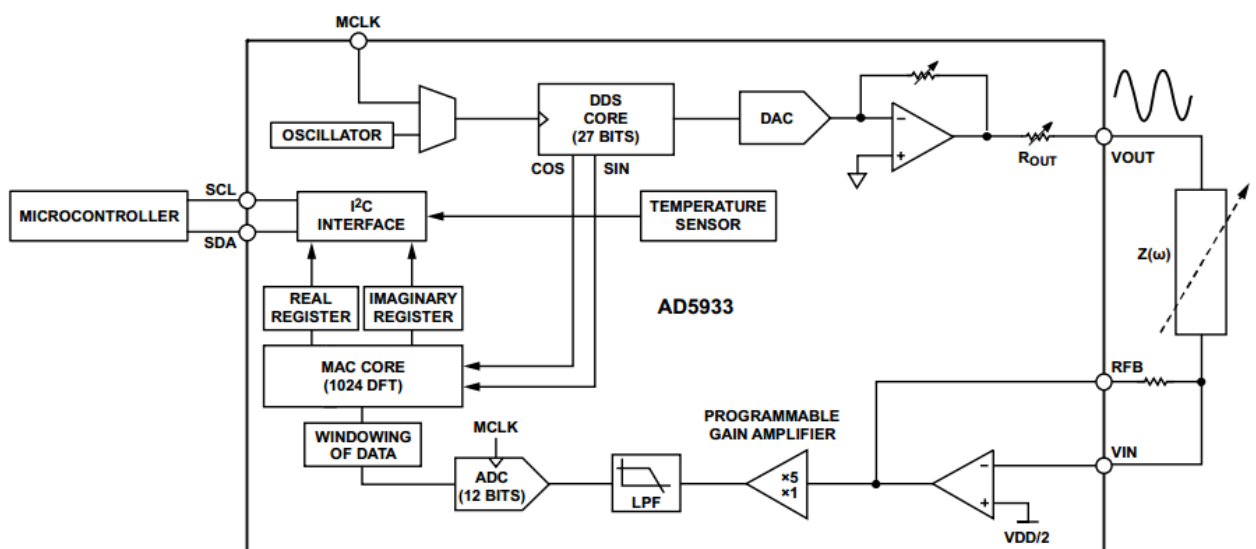
3.3 AD5933 E A GERAÇÃO DO SINAL DE ONDA SENOIDAL

O AD5933 pode medir valores de impedância de $100\ \Omega$ a $10\ \text{M}\Omega$, com uma precisão de 0,5%, para frequências de 1 kHz a 100 kHz, com uma resolução de até 0,1 Hz. O sistema é tipicamente utilizado para aplicar varreduras de frequências, entretanto o sistema pode ser programado para trabalhar em uma faixa de frequência única. (DEVICES, 2016).

Todo o sistema é configurável por meio de uma interface de comunicação I2C (Inter-Integrated Circuit). De acordo com Rodrigues (2017), o protocolo I2C funciona no modelo *master-slave*, no caso o *Arduino* é o dispositivo *master*, e o AD5933 atua como *slave*, ou seja, o *Arduino* coordena a comunicação. O *Arduino Nano* vem com pinos próprios para a conexão I2C, o 4 (SDA) e 5 (SCL). SDA (Serial Data) é o pino que efetua a transferência dos dados, e SCL (Serial Clock) é utilizado na temporização entre os dispositivos, tornando assim a comunicação pela SDA confiável.

Na Figura 11 é possível visualizar o diagrama de blocos interno do AD5933, onde $Z(\omega)$ representa a carga biológica ou o corpo humano, e RFB é o resistor de calibração.

Figura 11: Diagrama de blocos AD5933



Fonte: DEVICES (2016)

Além de permitir executar uma varredura de frequência programável, o AD5933 permite também programar o valor de tensão pico a pico do sinal senoidal

de saída. A Tabela 2 apresenta os quatro intervalos de tensões de saída possíveis e os níveis correspondentes de polarização de corrente contínua ou polarização DC (Direct current), do inglês DC Bias ou DC Offset. Estes valores são proporcionais a tensão de alimentação fornecida para o AD5933, nesse caso a tensão é de 5V, caso fosse uma alimentação de 3.3V estes valores seriam diferentes.

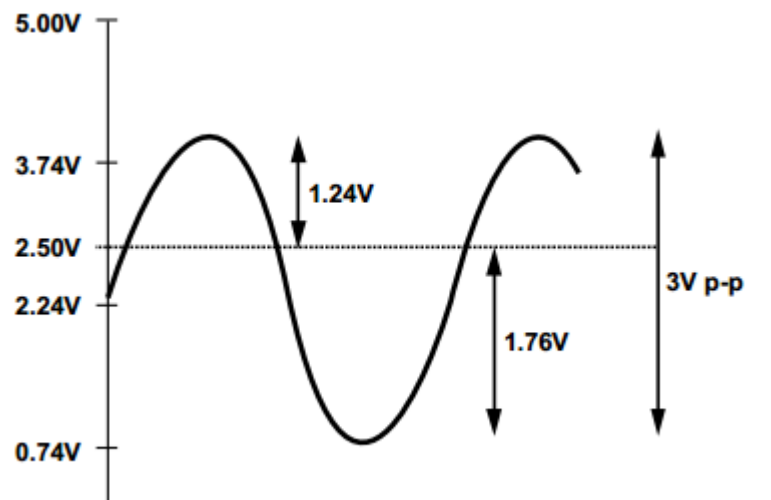
Tabela 2: Intervalos de saída do AD5933

Intervalo	Tensão de saída	Polarização DC
1	3 Vpp	2.24 V
2	1.46 Vpp	1.15 V
3	580m Vpp	0.47 V
4	300m Vpp	0.26 V

Fonte: Adaptado de DEVICES (2016)

No caso deste projeto a tensão de saída selecionada foi a tensão de intervalo 1 com uma tensão de saída de 3 Vpp demonstrada na Figura 12. A faixa de frequência escolhida para o AD5933 trabalhar é de 50 KHz a 100KHz.

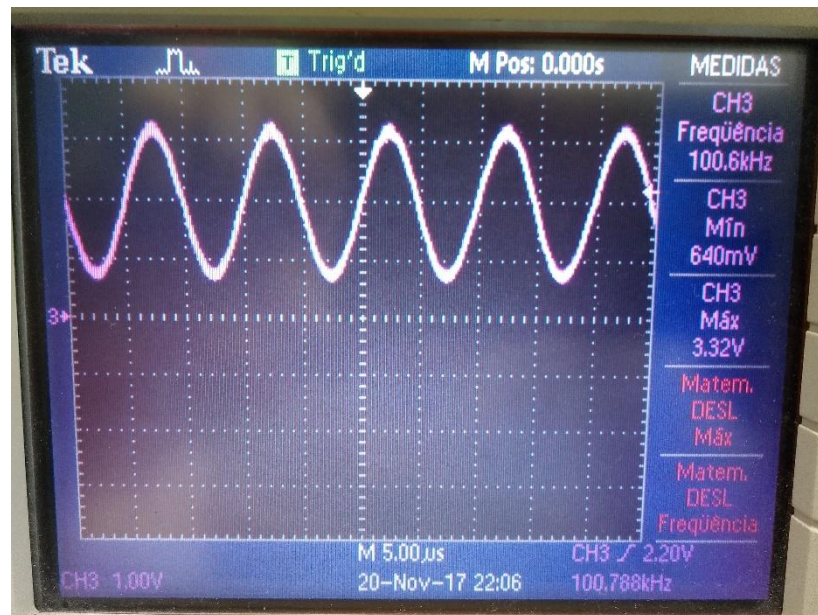
Figura 12: Tensão de saída de intervalo 1 AD5933



Fonte: DEVICES (2016)

Na Figura 13 também é possível visualizar o sinal á 100KHz em uma fotografia tirada de um osciloscópio digital da marca Tektronix modelo TPS2024.

Figura 13: Tensão de saída AD5933 a 100 KHz



Fonte: O autor (2017)

No estágio de geração de tensão do AD5933 o DDS sintetiza numericamente um sinal senoidal que é convertido por um conversor digital-para-analógico ou digital-to-analog converter (DAC) em uma forma de onda analógica.

3.4 CONSIDERAÇÕES DE SEGURANÇA E FILTRO PASSA-ALTAS

Para Noveletto (2016), os principais requisitos para um projeto de medição de bioimpedância, são o controle da frequência e a amplitude da corrente a ser injetada no corpo humano, que são padronizados pela norma de segurança para dispositivos médicos elétricos IEC 60601. Ainda segundo o autor a configuração de quatro eletrodos, como a usada nesse projeto é a configuração recomendada para aplicações de bioimpedância, essa abordagem reduz a influência da impedância de contato dos eletrodos.

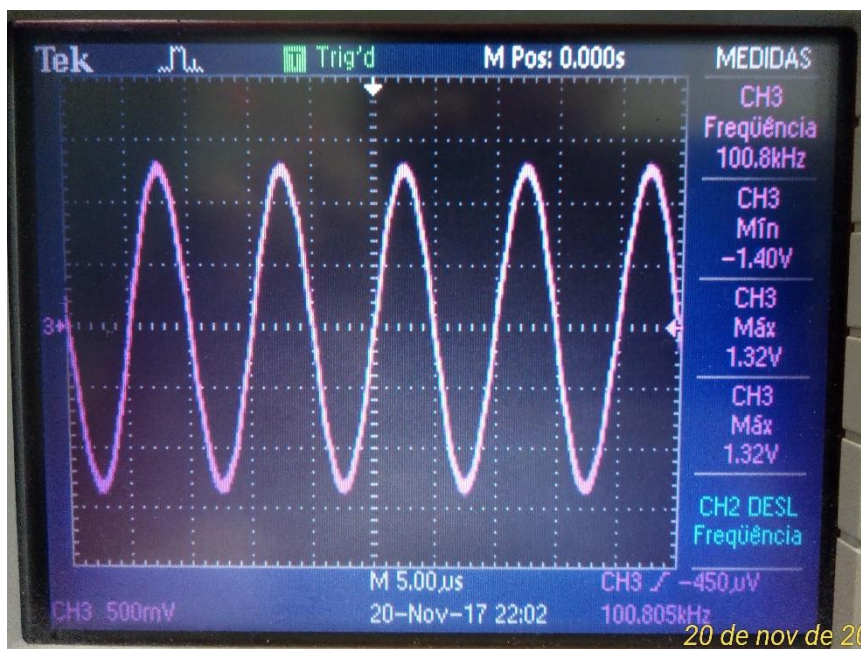
Segundo Wang (2015), para a segurança dos pacientes, a corrente do dispositivo de medição injetada no corpo humano deve ser bipolar com uma corrente média ou polarização DC de valor 0. Se um sinal elétrico com polarização DC for aplicado, pode causar danos aos tecidos vivos. A amplitude da corrente deve ser tão

baixa quanto possível. Muitos estudos de pesquisa limitam a corrente máxima para 1mA, que é inferior ao limiar de percepção humano. Além disso, podem ocorrer problemas quando o paciente está usando outro dispositivo médico, como um desfibrilador cardíaco.

Para eliminar esta polarização DC do sinal de saída do AD5933 o projeto inclui um filtro passa-altas. Tendo em vista que o componente DC possui frequência zero, o filtro passa-altas atua então atenuando o componente DC do sinal, bem como toda parte do sinal que possua uma frequência abaixo da frequência de corte selecionada para o filtro. Neste caso a frequência de corte selecionada foi de 100Hz.

Na saída do filtro, o sinal continua com 3 Vpp, porém como a polarização DC foi removida o sinal se torna bipolar variando entre aproximadamente -1.5V e +1.5V. O modelo utilizado é um circuito simples RC, contendo um capacitor e um resistor.

Figura 14: Tensão de saída do filtro passa-altas



Fonte: O autor (2017)

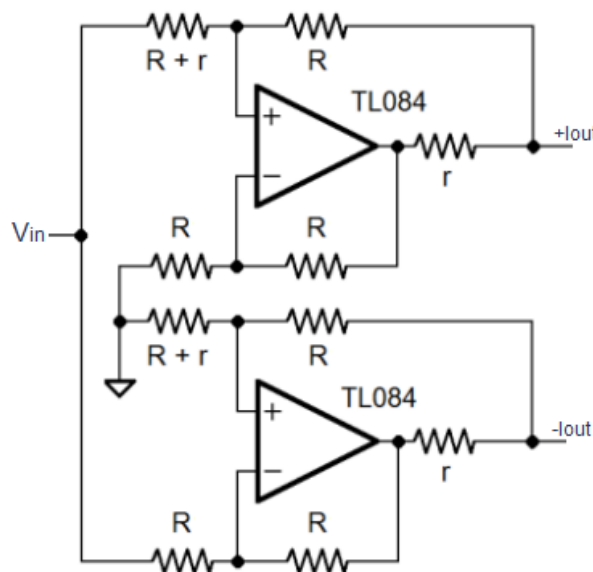
Na Figura 14 é possível visualizar o sinal de saída do filtro passa-altas, o sinal foi analisado a partir do osciloscópio digital da marca Tektronix modelo TPS2024.

3.5 FONTE DE CORRENTE CONTROLADA POR TENSÃO

Segundo Filho (2002), grande parte das técnicas de impedância usam uma fonte de corrente controlada por tensão (VCCS) que converte uma tensão de onda senoidal em uma corrente com valor definido, e a maioria das VCCS utilizadas em sistemas de bioimpedância baseiam-se no circuito Howland. Segundo Instrument (2013), a configuração básica da fonte Howland foi inventada pelo Prof. Bredford Howland, do MIT em 1962, porém neste projeto a fonte de corrente utilizada foi a Fonte de corrente Howland modificada e espelhada ou Mirrored Modified Howland Current Source (MMHCS), detalhada por Filho (2012).

Segundo Filho (2012), para melhorar a estabilidade do circuito, duas fontes de corrente Howland podem ser configurados em conjunto, como mostrado na Figura 15.

Figura 15: Fonte de corrente Howland modificada e espelhada



Fonte: Adaptado de Noveletto (2016)

A corrente de saída do circuito é dada pela razão entre V_{in} e o resistor r . Todos os resistores precisam ter uma tolerância de baixa precisão ($\pm 1\%$) para obter um bom desempenho da fonte de corrente. Tendo em vista que o valor de tensão máximo de saída do filtro passa-altas é de 1.5V, e assumindo que $R = 47 \text{ Kohm}$ e $r = 1.5 \text{ Kohm}$, então a corrente máxima de saída do circuito é de 1mA.

Como mencionado no capítulo 3.3 o valor de corrente máxima para um sistema de bioimpedância é de 1mA, esse valor é imperceptível ao ser humano. +Iout e -Iout são as saídas da fonte de corrente que serão conectadas aos eletrodos emissores, conforme mencionado no início do capítulo 3, o projeto interage com o corpo humano por meio de quatro eletrodos. Dois desses eletrodos injetaram corrente no corpo, e os outros dois medem a queda de tensão em todo o corpo.

3.6 AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO E FONTES DE ALIMENTAÇÃO

Um amplificador de instrumentação mede a queda de tensão na carga, que é lida pelo AD5933. Devido ao conversor AD contido dentro do AD5933 ser monopolar, é necessário que uma tensão de deslocamento ($V_{dd} / 2$) seja somada com a tensão medida. (NOVELETTI, 2016).

Em aplicações biomédicas, os amplificadores de instrumentação são altamente utilizados devido as baixíssimas amplitudes dos sinais. Para amplificar o sinal recebido do corpo humano, o componente utilizado é o INA118, que se trata de um amplificador de instrumentação de propósito geral e com alta precisão. O ganho deste amplificador pode ser definido com um resistor entre os pinos 1 e 8, e pode ser de 1 até 10000. (INSTRUMENTS, 2016).

Os dois eletrodos receptores ligados no corpo do paciente são conectados também ao amplificador de instrumentação. A saída do INA118 é enviada novamente ao AD5933, para que o cálculo da DFT seja efetuado, e os valores referentes a impedância (resistência e reatância) sejam retornados ao micro controlador do *Arduino Nano*.

Para desenvolver o filtro passa-altas, bem como a fonte de corrente, e o divisor de tensão utilizado no divisor de tensão no pino de referência do amplificador de instrumentação foi necessário utilizar quatro amplificadores operacionais, nesse caso o componente selecionado foi o TL084. O TL084 é um circuito integrado que conta com quatro amplificadores operacionais, os amplificadores podem ser usados de forma independente, porém a alimentação simétrica necessária para o correto funcionamento do componente é a mesma. (INSTRUMENTS, 2015).

A alimentação simétrica necessária para o funcionamento dos amplificadores é fornecida por meio de baterias de 9V, as baterias também devem alimentar o *Arduino Nano* e o módulo *Bluetooth HC-06*. Além das baterias foi utilizado o

regulador de tensão 7805 que fornece uma tensão fixa de saída de +5V, essa tensão é utilizada para alimentar o AD5933.

3.7 CÓDIGO FONTE E CONFIGURAÇÃO DO AD5933

O código fonte embarcado no micro controlador do *Arduino Nano* conta com quatro estados, primeiramente o software aguarda um comando do aplicativo móvel para então dar início a medição, após o comando ser lido, os dados do usuário são recebidos em seguida, e armazenados em variáveis globais, então a medição é iniciada e a sinal elétrico é então enviado nas saídas da fonte de corrente. Após a medição ser finalizada e os valores de impedância serem coletados os cálculos são feitos e retornados a aplicação móvel que grava no banco de dados SQLite e exibe ao usuário.

No estágio da medição, o micro controlador se comunica diretamente com o AD5933. Durante a inicialização do código, os endereços dos registradores do AD5933 são armazenados em constantes, eles são úteis, pois toda a interação do micro controlador com o AD5933 é feita com base neles, desde a configuração inicial do componente, como a definição do valor do intervalo de saída, o número de ciclos da varredura de frequências, a frequência inicial, a quantidade de incrementos de frequência necessários, e a leitura dos valores de reatância e resistência.

A impedância total, e o angulo de fase podem ser calculados por meio dos valores de resistência e reatância retornados ao final da varredura de frequência no AD5933. Segundo Devices (2016), o primeiro passo no cálculo da impedância para cada faixa de frequência é calcular a magnitude da DFT, que pode ser obtida pela equação (3), onde R representa o número real (resistência) armazenado nos registradores 0x94 e 0x95, e I representa o número imaginário (reatância) armazenado nos registradores 0x96 e 0x97. Ambos os valores são armazenados na notação decimal.

$$Magnitude = \sqrt{R^2 + I^2} \quad \dots(3)$$

Ainda de acordo com Devices (2016), para converter a magnitude calculada na equação (3) em um valor de impedância, ela deve ser multiplicada por um fator

de escala chamado fator de ganho. O fator de ganho é calculado durante a calibração do sistema com uma impedância de valor conhecido conectada entre as saídas da fonte de corrente, e as entradas do amplificador de instrumentação, para Devices (2013), para calcular o fator de ganho é sempre recomendado o uso de um resistor discreto como impedância de valor conhecido. Para a calibração desse sistema, foram seguidas as recomendações de Noveletto (2016), e um resistor de 1 Kohm com precisão de 1% foi utilizado na calibração. A equação (4) e a equação (5) demonstradas por Abid (2016) foram utilizadas nos cálculos da impedância e do fator de ganho.

$$\text{Impedância} = \text{Fator de ganho} \times \text{Magnitude} \quad \dots(4)$$

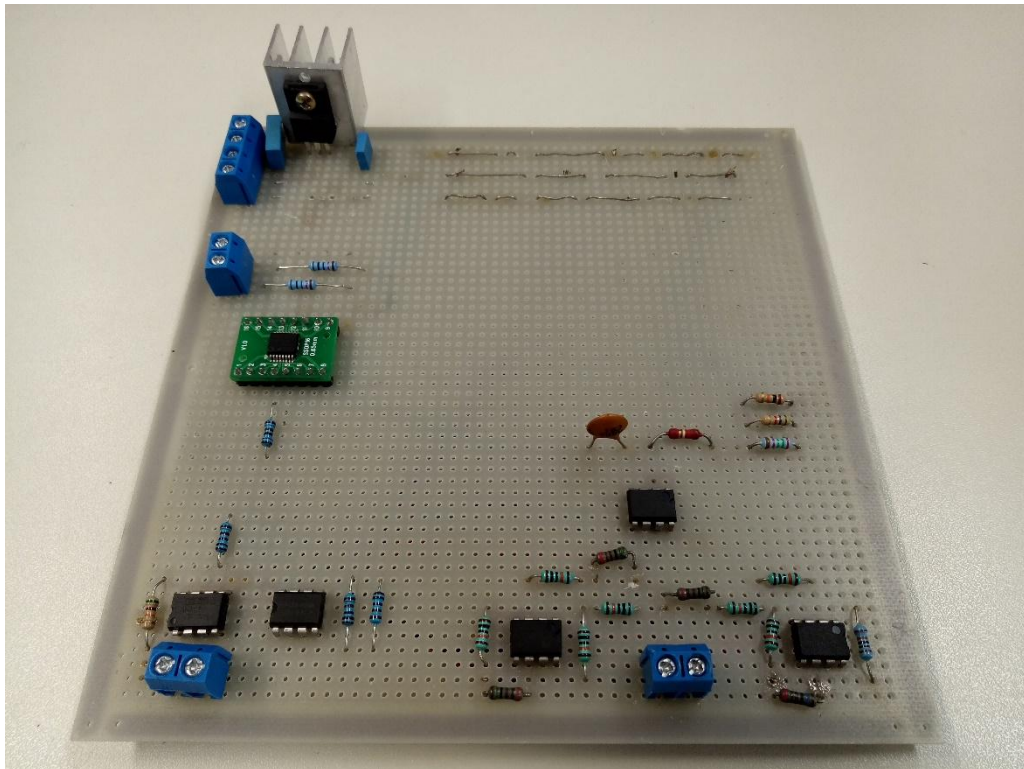
$$\text{Fator de ganho} = \frac{1}{\text{Magnitude} \times \frac{1}{\text{Impedância conhecida}}} \quad \dots(5)$$

O fator de ganho foi calculado para as duas faixas de frequência utilizadas no projeto, 50 KHz e 100 KHz. Assim como demonstrado na equação (4), o fator de ganho foi multiplicado pelo valor da magnitude da DFT para a obtenção da impedância total, esse valor de impedância foi utilizado nos cálculos da composição corporal.

3.8 DESENVOLVIMENTO DA PCB

A confecção de uma placa de circuito impresso para toda a parte que trata do sinal elétrico foi necessária, pois o circuito é muito suscetível a ruídos e a capacitâncias parasitas, devido à baixa amplitude do sinal e também devido ao valor baixo de corrente exigido para esse tipo de aplicação. Antes do desenvolvimento da PCB, todo o circuito foi validado em uma placa ilhada universal pré-furada, semelhante a utilizada no desenvolvimento da placa com o *Arduino Nano* e o módulo *Bluetooth*. A placa desenvolvida para a validação do circuito pode ser visualizada na Figura 16.

Figura 16: Validação do circuito da PCB

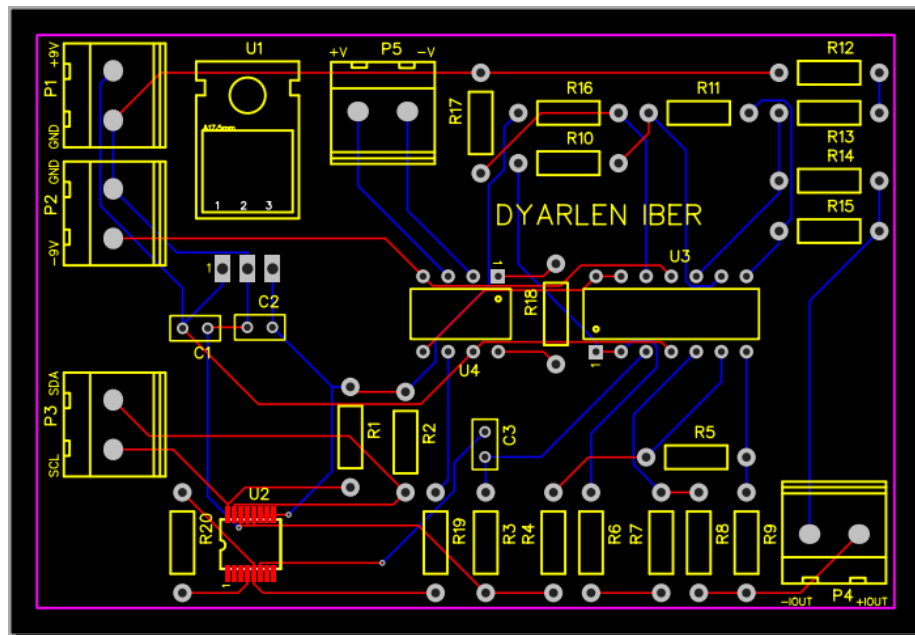


Fonte: O autor (2017)

Após validado os circuitos necessários para a geração coleta e tratamento do sinal elétrico, que contém além do AD5933, o filtro passa-altas, a fonte de corrente controlada por tensão e o amplificador de instrumentação, foi desenvolvida uma placa de circuito impresso, para a validação final do sistema.

O desenvolvimento do diagrama esquemático, e do *layout* da PCB foram feitos por meio do software de simulação de circuitos e design de PCB's *EasyEda*. Trata-se de um software online e gratuito para construção, simulação de circuitos, e design de PCB's. O Layout da PCB pode ser visto na Figura 17.

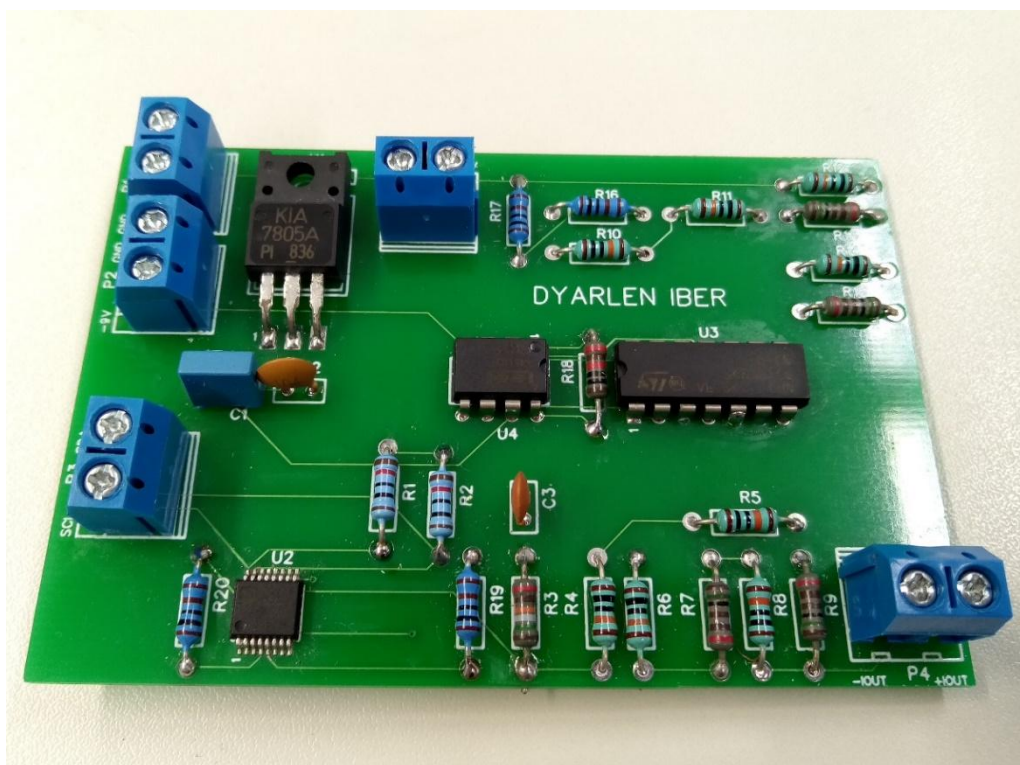
Figura 17: Layout PCB



Fonte: O autor (2017)

A PCB com todos os componentes devidamente soldados pode ser visualizada na Figura 18. O diagrama esquemático completo do circuito foi anexado no APÊNDICE B.

Figura 18: PCB



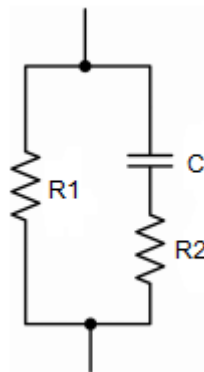
Fonte: O autor (2017)

3.9 RESULTADOS OBTIDOS

Como forma de validar o sistema, foram realizadas análises a fim de avaliar a precisão na medição de impedâncias do circuito. Segundo Noveletto (2016), valores de impedância superiores a 30% do valor de impedância conhecida utilizada na calibração, saturam a entrada do ADC, e comprometem a precisão do sistema. E valores abaixo do valor de impedância conhecida geram baixas tensões na entrada do ADC, que é facilmente afetada por interferência de ruído. Em testes feitos pelo autor, utilizando o AD5933, também foi verificado que valores similares aos teóricos puderam ser observados com valores de impedância de até 85% abaixo do valor de impedância conhecida utilizada na calibração. Portanto para o teste foram selecionados resistores com valores próximos ao valor de 1 Kohm utilizado na calibração.

Os valores de impedância selecionados ficaram em torno de 20% acima de 1 Kohm e 85% abaixo de 1 Kohm. Além dos resistores, um circuito 2R1C foi utilizado para representar um tecido biológico, o circuito consta com um resistor e um capacitor em série, e um resistor em paralelo, na Figura 19 é ilustrado como o circuito foi configurado.

Figura 19: Circuito R21C



Fonte: O autor (2017)

Os valores dos resistores e dos capacitores foram escolhidos com base no circuito apresentado por Noveletto (2016, p.3), que tem como propósito simular um modelo de impedância biológica, onde $R1 = 470 \text{ ohms}$, $R2 = 200 \text{ ohms}$ e $C = 10 \text{ nF}$.

A Tabela 3 mostra os resultados obtidos nos testes, comparando os valores teóricos de impedância, e os valores medidos pelo circuito nas faixas de frequência de 50 KHz e 100 KHz.

Tabela 3: Resultado dos testes de validação

Carga medida	Valor de impedância teórico a 50 KHz	Valor de impedância teórico a 100 KHz	Valor medido a 50 KHz	Valor medido a 100 KHz
Resistor 1210 Ω	1210 Ω	1210 Ω	1195,33 Ω	1182,77 Ω
Resistor 511 Ω	511 Ω	511 Ω	500,17 Ω	507,88 Ω
Resistor 249 Ω	249 Ω	249 Ω	242,70 Ω	245,81 Ω
Circuito R21C	208,87 Ω	165,56 Ω	213,80 Ω	169,48 Ω

Fonte: O autor (2017)

Pode-se observar que o sistema apresenta uma boa precisão com aproximadamente 2% de erro para o pior caso, e valores de impedância entre 249 ohms e 1210 ohms. Todos os resistores utilizados nos testes foram resistores de precisão, com 1% de tolerância de erro.

4 CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

O presente estudo teve como objetivo o desenvolvimento de um sistema para medição da composição corporal, utilizando uma aplicação móvel para controlar o sistema, bem como, exibir e armazenar os resultados das medições realizadas, e os dados do usuário.

A técnica utilizada para efetuar a medição da composição corporal foi a bioimpedância, uma técnica de estudo de materiais biológicos que tem ganhado visibilidade no mercado e no meio acadêmico, permitindo estimar clinicamente a composição do organismo de uma maneira não-invasiva, indolor, rápida, segura e simples. O método da bioimpedância possui ainda um baixo custo, além de muito mais acessível do que outros métodos sofisticados, como DXA (Dual energy X-ray Analysis).

Durante o desenvolvimento do trabalho, foi apresentada a fundamentação teórica a respeito da bioimpedância, bem como seus princípios e métodos. Foi apresentada também uma descrição detalhada a nível de hardware e software para a construção de um sistema para efetuar as medições da composição corporal.

O sistema foi desenvolvido utilizando como base o dispositivo *Arduino Nano* juntamente com um módulo *Bluetooth HC-06* para efetuar os cálculos necessários, realizar o controle do circuito integrado AD5933, e se comunicar com a aplicação móvel via *Bluetooth*. Para a construção da aplicação móvel o *framework* de desenvolvimento de aplicações híbridas *Ionic* foi utilizado, com ele foi possível desenvolver um aplicativo *mobile* compatível com diferentes plataformas.

Para o circuito eletrônico responsável pela geração, coleta e tratamento do sinal elétrico enviado ao corpo humano, foi desenvolvida uma placa de circuito impresso, cujo componente principal presente no circuito é o microchip AD5933, que além de gerar o sinal senoidal usado na medição, realiza a conversão ADC e efetua o cálculo da transformada de Fourier, para tratar o sinal elétrico gerado pelo AD5933 e garantir que o sinal enviado ao corpo humano tenha todos os requisitos de segurança necessários, foram utilizados um filtro passa-altas e uma fonte de corrente controlada por tensão. Na coleta do sinal a placa consta com um amplificador de instrumentação utilizado para amplificar o sinal recebido do corpo humano.

A integração destas ferramentas de hardware e software, possibilitaram o desenvolvimento de um sistema de baixo custo, e por se tratar de um aparelho de pequeno porte, permite a portabilidade, facilitando assim a autonomia do usuário, pois ele tem a disponibilidade de realizar o autoexame sempre que for necessário, permitindo monitorar de uma maneira mais satisfatória o estado de sua saúde, auxiliando na motivação e no acompanhamento detalhado dos avanços nas práticas de exercícios físicos.

Para comparação de custo versus benefícios, foi utilizado como parâmetro o aparelho de análise de composição corporal InBody230, segundo Teprel (2017) o analizador de bioimpedância InBody230 utiliza uma tecnologia avançada de bioimpedância, sendo capaz de obter precisão, simplicidade e rapidez, fornecendo informações completas sobre a condição atual e orientação sobre a composição corporal ideal. O aparelho trabalha com um sistema de eletrodos tetrapolar, em uma faixa de frequência variando entre 20 KHz até 100 KHz, entre os itens analisados pela Inbody 230 pode-se citar a análise da água corporal total, massa de gordura corporal, massa muscular esquelética e massa livre de gordura. O custo médio para aquisição de uma Inbody 230 é de aproximadamente R\$40.824,65.

Os testes de validação foram feitos utilizando valores de impedância conhecidos, como resistores de precisão, e um circuito R21C para simular uma impedância corporal. Foi avaliada a precisão em que o circuito mede um valor de impedância total, concluiu-se nos testes que o circuito apresenta um bom desempenho, com um percentual de erro de 2% no pior caso, para valores de impedância entre 249 ohms e 1210 ohms. Possibilitando que equações de bioimpedância sejam aplicadas a fim de calcular a composição corporal de um indivíduo.

Como sugestão de trabalhos futuros, pode-se apontar, a pesquisa de mais equações de bioimpedância, em diferentes faixas de frequência, a fim de medir outros componentes corporais além dos propostos neste trabalho. A respeito do circuito eletrônico, sugere-se um estudo avaliando o consumo de energia do circuito, e a implementação de um micro controlador e um módulo *Bluetooth* na placa de circuito impresso, juntamente com os outros componentes responsáveis pelo tratamento do sinal elétrico, tornando assim, uma placa única para todo o sistema, e por fim, a substituição dos componentes utilizados por componentes *SMD*.

REFERÊNCIAS

ABID, Muhammad Ehtisham et al. **Low Power Skin Impedance Spectrometer**. 2016. 204 p. Major Qualifying Project (Bachelor's Degree, Electrical and Computer Engineering)- Worcester Polytechnic Institute, [S.l.], 2016.

ARO, Cômodo et al. **Utilização da Bioimpedância para Avaliação da Massa Corpórea**. Associação Brasileira de Nutrologia Sociedade Brasileira de Nutrição Parenteral e Enteral, p.1-13, 2009.

BARBOSA ALVES, Marta S. **DETERMINAÇÃO DA COMPOSIÇÃO CORPORAL POR BIOIMPEDÂNCIA ELÉTRICA: ALGUMAS CONSIDERAÇÕES EM IDADE PEDIÁTRICA**. Portugal, 2005. Disponível em: <https://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/54504/6/96325_05-29T_TL_01_P.pdf>. Acesso em: 26 out. 2017.

BARBOSA, Silva MCG, Barros AJD, Wang J, Heymsfield SB, Pierson Jr RN. **Bioelectrical impedance analysis: population reference values for phase angle by age and sex**. Am J Clin Nutr 2005; 82: 49-52.

BAUMGARTER, RN. Electrical Impedance and Total Body Electrical Conductivity - In: Roche AF, Heymsfield SB, Lohman TG, editors. **Human Body Composition**. Champaign: Human Kinetics; 1996. Cap. 5, p.79-108.

BRONHARA, Bruna. **Estimativa da composição corporal por impedância elétrica vetorial através de modelos fuzzy**. São Paulo, 2014. Disponível em:<<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/6/6132/tde-17072014-104356/pt-br.php>>. Acesso em: 14 maio 2017.

CONDE, W.L.; MONTEIRO, C. **Valores críticos do índice de massa corporal para classificação do estado nutricional de crianças e adolescentes brasileiros**. Jornal de Pediatria, v.82, n.4, p.266-272, 2006.

DEVICES, ANALOG. **1 MSPS, 12-Bit Impedance Converter, Network Analyzer**. 2016. Disponível em: <<http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD5933.pdf>>. Acesso em: 04 nov. 2017.

DEVICES, ANALOG. **AN-1252 APPLICATION NOTE** How to Configure the AD5933/AD5934. 2013. Disponível em: <<http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/application-notes/AN-1252.pdf>>. Acesso em: 21 nov. 2017.

DOURADO MATOS, Beatriz Rezener; DE BRITO E SILVA, João Gabriel. **Estudo comparativo entre o desenvolvimento de aplicativos móveis utilizando plataformas nativas e multiplataforma**. Monografia (Engenharia de Software)- Faculdade UnB Gama – FGA, Brasília, DF, 2016. Disponível em: <https://fga.unb.br/articles/0001/5113/Beatriz_Joao_TCC_Aplicativos_M_veis.pdf>. Acesso em: 04 nov. 2017.

DRIFTY, Co. **All about Ionic**. 2017. Disponível em: <<https://ionicframework.com/about>>. Acesso em: 04 nov.2017.

FEARON K, Strasser F, Anker SD, et al. **Definition and classification of cancer cachexia: an international consensus**. Lancet Oncol. 2011, p. 489-495.

FILHO, Bertemes et al. **Mirrored Modified Howland Circuit for Bioimpedance Applications: Analytical Analysis**. Joinville: Journal Of Physics: Conference Series 407, p. 02-08, 2012.

FILHO, Pedro . B. **Tissue Characterisation using an Impedance Spectroscopy Probe**, Sheffield. 2002. 197f. A thesis submitted for the degree of Doctor of Philosophy. University of Sheffield, Reino Unido.

GFK, Instituto. **Monitoramento da saúde e atividade física**. 2016. 1 p. Disponível em: <<http://www.gfk.com/pt-br/insights/report/monitoramento-da-saude-e-atividade-fisica/>>. Acesso em: 23 mar. 2017.

HEYMSFIELD, S.B.; MATTHEWS, D. **Body composition: research and clinical advances** – 1993 A.S.P.E.N. research workshop. Journal of parenteral and enteral nutrition, v.18, n.2, p.91-103,1994.

HOUTKOOPER LB, Lohman TG, Going SB, Howell WH. Why bioelectrical impedance analysis should be used for estimating adiposity. Am J Clin Nutr 1996; 64(supl): 436S-448S.

IONIC. **Bluetooth Serial**. 2017. Disponível em: <https://ionicframework.com/docs/native/bluetooth-serial/>. Acesso em: 04 nov.2017.

INSTRUMENTS, TEXAS. **AN-1515 A Comprehensive Study of the Howland Current Pump**. 2013. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/an/snoa474a/snoa474a.pdf>>. Acesso em: 21 nov. 2017.

INSTRUMENTS, TEXAS. **INA118 Precision, Low Power Instrumentation Amplifier**. 2016. Disponível em: < <http://www.tij.co.jp/jp/lit/ds/symmlink/ina118.pdf>>. Acesso em: 04 nov. 2017.

INSTRUMENTS, TEXAS. **TL08xx JFET-Input Operational Amplifiers**. 2015. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symmlink/tl084.pdf>>. Acesso em: 04 nov. 2017.

KISHORE, Vennela, Naresh Kumar. **Implementation of Fat Analyzer Using Method of Bioelectrical Impedance Analysis**. 2015.

KOTLER DP, Burastero S, Wang J, Pierson Jr RN. **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 1996;64:489S–97S.

KUSHNER R.F. **Bioelectrical impedance analysis: a review of principles and applications**. Journal of American College of Nutrition, v. 11, p. 199-209. 1992.

KYLE, Ursula G. et al. **Bioelectrical impedance analysis - part I: review of principles and methods**. 2004. ed. Clinical Nutrition, p.1-18, 2004.

MANARINI, Thaís. **O que os brasileiros sabem sobre vida saudável**. São Paulo: Saúde Abril, 2016. 1 p. Disponível em: <<http://saude.abril.com.br/bem-estar/o-que-os-brasileiros-sabem-sobre-vida-saudavel>>. Acesso em: 23 mar. 2017.

NATIONAL, **Institutes of health**. Disponível em: <https://www.nih.gov/> . Acesso em: 11, Mar.2017.

NOVELETTO, F.; BERTEMES-FILHO, P.; DUTRA, D. **Analog Front-End for the Integrated Circuit AD5933 Used in Electrical Bioimpedance Measurements**. Joinville. 2016.

OLIVEIRA, Wenderson . **Comunicação entre Módulos Bluetooth HC-05 e HC-06**. 2017. Disponível em: <<https://www.embarcados.com.br/modulos-bluetooth-hc-05-e-hc-06/>>. Acesso em: 04 nov. 2017.

PAIVA, Letícia Vieira de et al. **Análise da composição corporal materna pela impedância bioelétrica e sua aplicação na Obstetrícia**. São Paulo, 2009. v. 37.

PIETROBELLI, A.et al. **Multi-component body composition models: recent advances and future directions**. European Journal of Clinical Nutrition, v.55, p.69-75, 2001.

PRADO CMM, Baracos VE, McCargar LJ, et al. **Body composition as na independent determinant of 5-fluorouracil-based chemotherapy toxicity**. Clin Cancer Res. 2007;13(11):3264-3268.

RODRIGUES, Lucas ; SARTORI, Eliseu ; GOUVEIA, Bruno . **Introdução ao Arduino**. 2017 Disponível em: <http://professorsergiogodoy.com.br/apostilas/arduino_basico_UFMS.pdf>. Acesso em: 17 nov. 2017.

RODRIGUES, Valdinei . **I2C – Protocolo de Comunicação**. Disponível em: <<http://www.arduino.br/arduino/i2c-protocolo-de-comunicacao/>>. Acesso em: 04 nov. 2017.

STOLARCZYK LM, Heyward VH, Hicks VL, Baumgartner RN. **Predictive accuracy of bioelectrical impedance in estimating body composition of Native American women**. Am J Clin Nutr 1994;59:964–70.

SUN SS, Chumlea WC, Heymsfield SB, 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 2003;77:331–40.

TEPREL, **InBody230 O sistema ideal para cuidar da saúde e bem-estar**. Disponível em: <http://www.inbody.pt/inbody-230.html> . Acesso em: 29, Nov.2017.

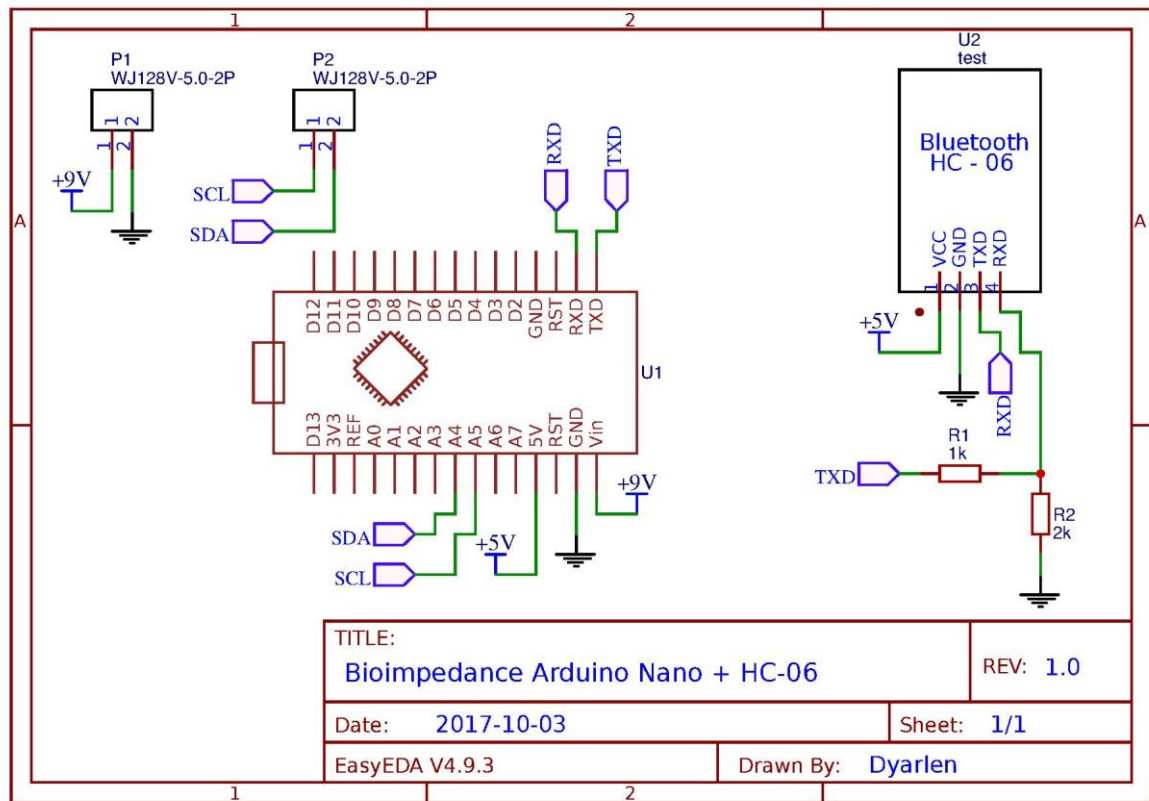
WANG, Jing. **Design and implementation of an impedance analyzer based on Arduino Uno A PILOT STUDY OF BIOELECTRICAL IMPEDANCE ANALYSIS**, STOCKHOLM. 2015. 52f. Dissertação (Master of Science in Medical Engineering) - KTH ROYAL INSTITUTE OF TECHNOLOGY, STOCKHOLM, SWEDEN.

WANG, Zimian; PIERSON JR, Richard N. ; HEYMSFIELD, Steven. **The five-level model: a new approach to organizing body composition research**. American Journal Of Clinical Nutrition, 1992. Disponível em: <<http://library.wur.nl/WebQuery/wurpubs/fulltext/206155#page=30>>. Acesso em: 14 maio 2017.

WHITE JV, Guenter P, Jensen G, Malone A, Schofield M. Consensus statement: **Academy of Nutrition and Dietetics and American Society for Parenteral and Enteral Nutrition**: characteristics recommended for the identification and documentation of adult malnutrition (undernutrition). JPEN J Parenter Enter Nutr. 2012, p.275-283.

APÊNDICE A

Diagrama esquemático Arduino Nano e HC-06



APÊNDICE B

Diagrama esquemático PCB

