

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO DE ELETRÔNICA
ENGENHARIA ELETRÔNICA**

CARLOS WYLLIAM MONDO

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE MONITORAMENTO
CARDÍACO**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

PONTA GROSSA

2018

CARLOS WYLLIAM MONDO

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE MONITORAMENTO
CARDÍACO**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito parcial à obtenção do título de Bacharel em engenharia eletrônica, do Departamento de Eletrônica (DAELE), da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. Sergio Okida

PONTA GROSSA

2018



TERMO DE APROVAÇÃO

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE MONITORAMENTO CARDÍACO.

por

CARLOS WYLLIAM MONDO

Este Trabalho de Conclusão de Curso foi apresentado em 06 de julho de 2018 como requisito parcial para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Eletrônica. O(A) candidato(a) foi arguido(a) pela Banca Examinadora composta pelos professores abaixo assinados. Após deliberação, a Banca Examinadora considerou o trabalho aprovado.

Prof. Dr. Sérgio Okida
Orientadora

Profa. Dra. Virgínia Helena Varotto Baroncini
Membro Titular

Prof. Dr. Josmar Ivanqui
Membro Titular

Prof. Dr. Josmar Ivanqui
Responsável pelos TCC

Prof. Msc. Jeferson José Gomes
Coordenador do Curso

AGRADECIMENTOS

A Deus, que sempre esteve presente em nossas vidas, independente de momentos de alegria ou tristeza.

Ao Prof. Dr. Sérgio Okida, meu orientador, pela disponibilidade, colaboração e paciência desde a iniciação científica iniciada antes deste trabalho de conclusão de curso. A Prof. Dra. Virgínia Baroncini e ao Prof. Dr. Josmar Ivanqui pela presença e colaboração na banca de avaliação deste trabalho.

A minha família, que sempre esteve me apoiando e ajudando no decorrer do curso; que nos momentos difíceis, momentos que mais precisei, me deu conforto, ânimo e alegria para continuar firme; e pelos sacrifícios aos quais tiveram que passar para que hoje estivesse no lugar que estou

A minha namorada e aos amigos próximos que sempre me apoiaram a chegar a este momento, tenho somente uma palavra: Gratidão. Agradeço por não desistirem de acreditar em meu potencial, divertindo nos momentos de angústia, dividindo seu tempo comigo e sempre apoiando de maneira incondicional o meu sucesso.

Comece fazendo o que é necessário,
depois o que é possível, e de repente
você estará fazendo o impossível
(São Francisco de Assis)

RESUMO

MONDO, Carlos. **Desenvolvimento de um sistema de monitoramento cardíaco**. 2018. 76 páginas. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Eletrônica) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Ponta Grossa, 2018.

A relação médico-paciente encontra-se por muitas vezes distante devido às dificuldades de atendimento, tempo de espera longo em hospitais e distância de grandes centros. Por este motivo vê-se a tecnologia móvel (*mHealth*) como grande aliada para o tratamento de doenças e a redução de gastos, onde através dos aplicativos dos dispositivos móveis, dos sensores e aparelhos de medição portáteis, reduz a distância e otimiza o tratamento entre médico e a paciente. Este trabalho tem a finalidade de desenvolver um dispositivo que tenha a capacidade de captar sinais cardíacos para fins de monitoramento de modo a oferecer conforto e agilidade ao paciente. O projeto apresenta um sistema de aquisição, condicionamento e transmissão de sinais cardíacos utilizando protocolo *bluetooth*. A aquisição dos sinais é realizada através de três eletrodos de biopotencial, seguindo para uma etapa de pré amplificação e filtragem, formada por um amplificador de instrumentação, um filtro analógico passa altas, um filtro passa baixas e um filtro rejeita faixa que tem a finalidade de eliminar ruídos e limitar o estudo somente à frequência de interesse. O sinal passa por um circuito de *offset* e um circuito somador para que seja limitado entre as faixas aceitas pelo microcontrolador para aquisição. O processamento digital é realizado pelo microcontrolador Arduino MEGA2560, onde é realizada a conversão analógico/digital do sinal. O sinal é enviado via *Bluetooth*, através do módulo HC-06 e então transmitido à estação de recebimento, no caso deste trabalho, um computador portátil. Foram realizados simulações e testes em todas as etapas do desenvolvimento do circuito. Entretanto, o circuito de condicionamento analógico de sinais não apresentou sinais do eletrocardiograma morfologicamente semelhantes aos originais. Para a obtenção do sinal conforme aos encontrados na bibliografia, utilizou-se de técnicas de filtragem digital implementadas através de *software* de simulações matemáticas. O resultado final está dentro do esperado para o funcionamento do circuito.

Palavras-chave: ECG, *mHealth*, *Bluetooth*, Monitoramento cardíaco.

ABSTRACT

MONDO, Carlos. **Development of a cardiac monitoring system**. 2018. 76 pages. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Eletrônica). Federal Technology University - Paraná. Ponta Grossa, 2018.

The doctor-patient relationship is often distant due to the difficulties of attendance, long waiting time in hospitals and distance from large centers. For this reason, mobile technology (*mHealth*) is seen as a great ally for disease treatment and cost reduction, where through the applications of mobile devices, sensors and portable measuring devices, it reduces the distance and optimizes treatment between doctor and the patient. This work has the purpose of developing a device that has the ability to capture cardiac signals for monitoring purposes in order to offer comfort and agility to the patient. The project presents a system of acquisition, conditioning and transmission of cardiac signals using Bluetooth protocol. The acquisition of the signals is performed through three biopotential electrodes, followed by a pre-amplification and filtering stage, consisting of an instrumentation amplifier, a high pass analog filter, a low pass filter and a bandstop filter that has the purpose of eliminate noise and limit study only to the frequency of interest. The signal passes through an *offset* circuit and an adder circuit to be limited between the ranges accepted by the microcontroller for acquisition. Digital processing is performed by the Arduino MEGA2560 microcontroller, where the analogue / digital conversion of the signal is performed. The signal is sent via *Bluetooth* via the module HC-06 and then transmitted to the receiving station, in the case of this work, a laptop computer. Simulations and tests were carried out at all stages of circuit development. However, the analog signal conditioning circuit did not show electrocardiogram signals morphologically similar to the originals. To obtain the signal according to the ones found in the bibliography, digital filtering techniques implemented through mathematical simulations *software* were used. The final result is within the expected for the operation of the circuit.

Keywords: ECG, *mHealth*, *Bluetooth*, cardiac monitoring.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Rede corporal com transmissão <i>Bluetooth</i> .	12
Figura 2 - Potencial de ação.	18
Figura 3 - Estrutura do coração.	19
Figura 4 - Elementos da condução elétrica cardíaca.	21
Figura 5 - O ECG típico, mostrando as ondas P, T, e o complexo QRS.	22
Figura 6 - O triângulo de Einthoven.	23
Figura 7 - Formas de onda das derivações bipolares.	24
Figura 8 - Eletrodo de Prata-Cloreto de Prata Ag-AgCl.	26
Figura 9 - Espectros dos sinais captados durante o registro do ECG.	27
Figura 10 - (a) Operação mestre escravo simples. (b) Mestre comunicado com vários escravos. (c) Operação em scatternet.	32
Figura 11 - Aplicação ZigBee.	33
Figura 12 - Aplicação da tecnologia ANT.	34
Figura 13 - Placa Arduino Mega 2560.	37
Figura 14 - Forma de onda de um sinal PAM.	38
Figura 15 - Diagrama de blocos do monitor cardíaco.	41
Figura 16 - Diagrama de blocos do circuito de condicionamento de sinais.	42
Figura 17 - Fonte Simétrica com terra virtual.	43
Figura 18 - Circuito do INA129.	44
Figura 19 - Circuito INA129 com resistores de ganho.	45
Figura 20 - Amplificador operacional OPA 4131.	47
Figura 21 - Filtro passa-alta de segunda ordem de topologia Sallen e Key com ganho unitário.	48
Figura 22 - Filtro passa-baixa de segunda ordem de topologia Sallen e Key com ganho unitário.	51
Figura 23 - Filtro rejeita-faixa com topologia de Sallen e Key com ganho unitário.	53
Figura 24 - Right Leg Driver com INA129.	55
Figura 25 - Amplificador inversor.	56
Figura 26 - Circuito de Offset.	57
Figura 27 - Fluxograma da Programação do Microcontrolador.	59
Figura 28 - Módulo <i>Bluetooth</i> JY-MCU-HC06.	60
Figura 29 - Diagrama de bode (Magnitude) das simulações descritas.	64
Figura 30 - Comparação entre sinal não filtrado e sinal filtrado – Tensão x Tempo.	65
Figura 31 - Comparação entre o espectro do sinal não filtrado e sinal filtrado – Amplitude x Frequência.	66
Figura 32 - Diagrama de bode (Magnitude (dB)) - Filtro Passa-Banda MATLAB®.	67
Figura 33 - Comparação entre sinal filtrado – circuito analógico e sinal filtrado através do MATLAB® – Tensão x Tempo.	68
Figura 34 - Comparação entre o espectro do sinal não filtrado e sinal filtrado – Amplitude x Frequência.	69
Figura 35 – Detecção de picos QRS utilizando o sinal filtrado do MATLAB®.	70
Figura 36 – Sinal de saída do circuito apresentado no plotter serial do Arduino IDE	71
Fotografia 1 - Placa de circuito impresso do circuito de condicionamento de sinais.	63

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Potencial de meia célula de materiais e reações encontradas em medições de biopotencial.	25
Tabela 2 - Características principais dos padrões de transmissão sem fio: <i>Bluetooth</i> Classico, <i>Bluetooth</i> de baixa potência, <i>Sensium</i> , <i>ANT</i> e <i>ZigBee</i>	35
Tabela 3 - Outras características dos padrões de transmissão sem fio: <i>Bluetooth</i> Classico, <i>Bluetooth</i> de baixa potência, <i>Sensium</i> , <i>ANT</i> e <i>ZigBee</i>	36
Tabela 4 - Cálculos dos componentes do filtro passa altas projetado.....	50
Tabela 5 - Cálculos dos componentes do filtro passa baixas projetado.....	52
Tabela 6: – Cálculos dos componentes do filtro rejeita faixa projetado.....	54

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
1.1 TEMA DA PESQUISA.....	13
1.1.1 Delimitação do Tema.....	13
1.2 PROBLEMA E PREMISSAS.....	13
1.3 OBJETIVO GERAL.....	14
1.3.1 Objetivos Específicos.....	14
1.4 JUSTIFICATIVA.....	14
1.5 SISTEMAS DE MONITORAMENTO CARDIACO VIA TRANSMISSÃO <i>BLUETOOTH</i>	15
1.6 ESTRUTURA DO TRABALHO.....	16
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	17
2.1 ELETROCARDIOGRAFIA.....	17
2.1.1 O Potencial de ação (PA).....	17
2.1.2 O músculo cardíaco.....	18
2.1.3 Eletrocardiograma (ECG).....	21
2.1.4 Bioeletrodos.....	24
2.1.5 Monitor Cardíaco.....	26
2.2 <i>EHEALTH</i>	27
2.2.1 <i>EHealth</i> e suas características.....	28
2.2.2 <i>MHealth</i>	29
2.3 TECNOLOGIAS DE COMUNICAÇÃO SEM FIO.....	29
2.3.1 Tecnologia <i>Bluetooth</i>	29
2.3.2 <i>ZigBee</i>	32
2.3.3 ANT.....	33
2.3.4 <i>Sensium</i>	34
2.3.5 Comparativo entre as Tecnologias de comunicação sem fio.....	35
2.4 MICROCONTROLADOR.....	36
2.4.1 Conversão Analógica/Digital.....	37
2.4.2 Comunicação <i>Serial</i>	40
3 DESENVOLVIMENTO	41
3.1 SISTEMA DE AQUISIÇÃO E CONDICIONAMENTO DE SINAIS.....	41
3.1.1 Alimentação Simétrica do circuito.....	42
3.1.2 Pré-Amplificação.....	43
3.1.3 Filtragem.....	46
3.1.4 Circuito da Perna Direita (<i>Right Leg Driver</i>).....	55
3.1.5 Amplificação – Segundo Estágio.....	55
3.1.6 Circuito de <i>Offset</i>	57

3.2 PROCESSAMENTO DO SINAL	58
3.2.1 Taxa de Conversão do Arduino	60
3.2.2 Módulo <i>Bluetooth</i>	60
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	61
4.1 TESTES DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS.....	61
4.1.1 Simulação MATLAB®	62
4.1.2 Simulação Circuito De Condicionamento de Sinais	62
4.2 RESULTADOS DOS SISTEMAS DE CONDICIONAMENTO E TRANSMISSÃO DE DADOS.....	63
5 CONCLUSÃO	72
REFERÊNCIAS.....	73

1 INTRODUÇÃO

As atuais tecnologias disponíveis desenvolvidas pela engenharia eletrônica, como por exemplo, circuitos integrados (CIs) de altíssima *performance* e tamanho bastante reduzido, nos fornecem uma ampla gama de possibilidades para o desenvolvimento de projetos inovadores, sofisticados e necessários, em praticamente todas as áreas.

A área da saúde, que é vital para a humanidade, já vem se beneficiando há algum tempo com as ferramentas e possibilidades disponibilizadas pela eletrônica. E pode se beneficiar ainda mais devido à incorporação de outras tecnologias, como, redes de comunicação sem fio, tecnologia da informação, aplicativos de dispositivos móveis e sensores biomédicos. Até certo ponto a tecnologia médica é essencial para os profissionais de saúde seja na prevenção, diagnóstico ou reabilitação. Isto permite aos médicos atuarem com os seus pacientes de uma maneira custo-efetiva, eficiente e segura (RAMIREZ, 2015).

Os sensores biomédicos podem fornecer informações de posição e de sinais fisiológicos do usuário, de uma forma automática, contínua e não obstrutiva. Os dispositivos para o monitoramento dos sinais vitais quando carregados ou vestidos por um usuário formam uma rede corporal BAN, *Body Area Network* (Sousa et al, 2012). Estas redes podem ser utilizadas para diversas finalidades.

De acordo com Patel e Wang (2010) dentre algumas aplicações de redes BAN pode-se citar: monitoramento de soldados em campo de batalha, monitoramento de bombeiros em incêndios, monitoramento de sinais biomédicos de pacientes, tais como, glicose, pressão arterial e eletrocardiografia, e também podem ser aplicadas em entretenimento e jogos, como, sensor de posição, detecção de gestos e aulas de dança.

As redes corporais transmitem informações utilizando padrões de comunicação sem fio bastante difundidos, o *Bluetooth* e o *ZigBee*, isto possibilita a comunicação destas redes com vários aparelhos eletrônicos, entre eles podemos citar os dispositivos móveis (*smartphones, tablets*), que atualmente estão amplamente popularizados e tem se destacado como ferramentas importantes para aprendizagem dentro e fora do ambiente escolar, além de contribuir para uma mobilização cada vez maior do seu uso em diversas áreas médicas.(PEREIRA, 2017).

Os sistemas que processam informações de saúde de usuários utilizando redes corporais e dispositivos móveis trazem vários benefícios, entre eles pode-se citar monitoramento de pacientes de forma contínua e não obstrutiva, acesso remoto a dados médicos de pacientes por profissionais de saúde, alarmes em caso de emergência, redução de custos devido a internações desnecessárias, entre outros (ALEMDAR, 2010).

A figura 1 ilustra uma rede corporal implantada em uma pessoa, os dados captados por estes sensores são enviados para um dispositivo móvel, com um aplicativo desenvolvido especificamente para processar estas informações, gerar um alarme se necessário e armazenar as informações em um banco de dados.

Figura 1 - Rede corporal com transmissão *Bluetooth*.



Fonte: Autoria própria.

Através da troca de informações entre as redes corporais e os dispositivos móveis, os usuários podem verificar seus sinais de biopotencial através de um aplicativo instalado no aparelho móvel.

1.1 TEMA DA PESQUISA

Neste trabalho será realizado o desenvolvimento de um sistema de monitoramento cardíaco.

1.1.1 Delimitação do Tema

A grande disseminação dos dispositivos móveis no mundo acaba tornando o assunto interessante para o desenvolvimento de novas pesquisas nas mais diversas áreas. Uma delas é a medicina, na qual pode-se citar a *eHealth* que consiste no uso de tecnologias de informação voltadas à saúde, utilizando-se de meios eletrônicos para aperfeiçoar serviços e acesso à informação. Dentro deste conceito está inserido o *mHealth*, que representa a presença dos dispositivos móveis (mobilidade) em relação aos sistemas de telemedicina *eHealth* comercial existente. (Silva et al, 2015)

O presente trabalho apresenta a utilização de dispositivos móveis como plataforma de monitoramento de sinais fisiológicos. Tem por objetivo a aquisição de sinais cardíacos de um paciente através de um par de eletrodos (uma derivação), processamento do sinal, transmissão via protocolo de comunicação *Bluetooth* para dispositivos móveis.

1.2 PROBLEMA E PREMISSAS

Segundo a constituição federal brasileira, a saúde é direito de todos e dever do Estado, garantido através de políticas sociais e econômicas, a redução do risco de doença, ao acesso universal e igualitário às ações e serviços para sua promoção, proteção e recuperação (Constituição Federal, 1988). Partindo dos princípios citados na constituição vê-se necessária a criação de aplicações que viabilizam políticas de saúde. Políticas não somente para as pessoas que *habitam* as cidades, mas também levar à saúde a lugares remotos através da telemedicina, tecnologias móveis. E através destas tecnologias, levar em segurança a informação aos grandes centros para diagnóstico e atendimento ao paciente.

A possibilidade de possuir uma ferramenta *mHealth* para estabelecer uma comunicação entre o médico e os cuidadores (de idosos, doentes, deficientes físicos) é de grande valia no tratamento destes grupos e evita que o médico tenha que se deslocar do hospital para o atendimento sem necessidade, uma vez que as

informações estariam disponíveis para serem acessadas remotamente via rede de dados e através da *internet*. Isto permite que em questão de minutos que, paciente e médico estejam “próximos” mesmo estando quilômetros de distância um do outro.

As tecnologias e produtos relacionados a saúde desenvolvidas em tempos mais antigos permitiam alcançar resultados limitados comparados aos encontrados atualmente. Hoje, a relação estreita entre ciência e tecnologia na área de saúde tem propiciado melhores resultados tanto na quantidade quanto na qualidade de tratamento e nos métodos de diagnóstico, embora, em alguns casos, possa ser responsável pela elevação nos custos com despesas médicas. (DRUMMOND, 2007)

1.3 OBJETIVO GERAL

Desenvolvimento de um sistema de monitoramento cardíaco baseada em tecnologia *Bluetooth* (transmissão sem fios).

1.3.1 Objetivos Específicos

- Desenvolver sistema sem fios para aquisição de sinais cardíacos;
- Desenvolver sistema de condicionamento com aplicação de filtros analógicos e digitais;
- Transmissão *Bluetooth* para um computador de uso pessoal

1.4 JUSTIFICATIVA

A relação médico-paciente encontra-se por muitas vezes distante devido às dificuldades de agendamento de consultas, tempo demorado em espera de consultórios e hospitais e grandes deslocamentos de pacientes aos centros médicos ou de médicos às residências dos pacientes. Por este motivo vê-se a tecnologia móvel (*mHealth*) como grande aliada para a detecção de doenças e a redução de gastos, onde através dos aplicativos dos dispositivos móveis, dos sensores e aparelhos de medição portáteis, reduz a distância e otimiza o tratamento entre o profissional de saúde e a pessoa que necessita de atendimento.

Os pacientes após realizarem operações cardíacas necessitam de acompanhamento médico. Para esses cuidados necessita-se que o paciente fique conectado a aparelhos de monitoração cardíaca de maneira ininterrupta, através de fios, limitando sua movimentação e obrigando-o a permanecer ao leito hospitalar. É

recomendado que o paciente retorne a fazer atividades físicas (SILVA, 2014), porém nesta condição a limitação aos fios torna inviável.

Pode-se citar também o caso de frequentadores de academias e atletas, os quais tem a possibilidade de utilizar sistemas de monitoramento cardíaco mais detalhados que os medidores de frequência existentes no mercado e com mais segurança identificar alguma anomalia durante a atividade física. Nestes casos é interessante pensar em tecnologias que permitam o monitoramento à distância. Os benefícios do uso de dispositivos sem fio são: mobilidade, maior liberdade aos médicos/instrutores para acompanhamento do paciente/atletas. O uso de *smartphones* e *tablets* é muito interessante pois são tecnologias de extrema facilidade para utilização nos dias atuais através dos inúmeros aplicativos desenvolvidos para estas plataformas, na área da saúde então não pode ser diferente e deve ser aproveitada com tudo o que pode fornecer.

Além da motivação sobre a utilidade do projeto a ser desenvolvido, o tema torna-se interessante pois aborda diferentes áreas do conhecimento que são vistas durante a graduação como processamento de sinais, comunicação de dados, instrumentação.

1.5 SISTEMAS DE MONITORAMENTO CARDIACO VIA TRANSMISSÃO *BLUETOOTH*

Segundo Patel e Wang (2010) as tendências econômicas, sociais e demográficas destacam a necessidade de explorar soluções acessíveis e eficientes na área da saúde para melhorar a qualidade de vida das pessoas.

A conectividade *wireless* dos dispositivos (protocolos *Bluetooth*, *ZigBee*, ANT, Sensium) colocados no corpo e em volta dele, a rede BAN, pode ser vista como uma portabilidade sem precedentes para o monitoramento de sinais fisiológicos no hospital, em casa ou em movimento. Estas redes necessitam de frequências de banda dedicadas para que não haja interferência de dispositivos externos. A *performance* dos dispositivos de uma rede BAN pode sofrer degradação na presença de outras tecnologias que utilizam a banda ISM (*Industrial Scientific and Medical*). (CLARO, 2011)

Patel e Wang (2010) dizem ainda que como as redes BAN tem a intenção de fornecer suporte às aplicações que dizem respeito ao salvamento de vidas, elas

devem estar diretamente relacionadas à segurança, qualidade do serviço e reabilitação. A existência de diversas redes BAN coexistindo indica a importância de um bom protocolo MAC (*Media Access Control*).

Para Gagnon et al (2016), o tema *mHealth* está atraindo muito a atenção em todo o mundo pois apresenta uma única maneira de fornecer recursos para profissionais de saúde e aos pacientes. O mesmo autor ainda realiza um estudo no qual fornece uma base para auxiliar na compreensão dos desafios e oportunidades, relacionados à *mHealth*, encontrados pelos profissionais, como por exemplo: facilidade de uso, interoperabilidade, compatibilidade, privacidade e segurança, etc.

1.6 ESTRUTURA DO TRABALHO

Este trabalho está dividido em seis capítulos sendo eles: introdução, fundamentação teórica, sistema proposto, procedimentos, resultados e conclusão.

Na introdução serão apresentados os tópicos que deram início a este trabalho de conclusão de curso, dentre eles estão: o tema discutido, objetivos do trabalho, problemas, justificativa pela escolha do projeto e metodologia utilizada.

A fundamentação teórica apresenta as bases de conhecimento estudadas para o desenvolvimento da aplicação. Dentro deste item estão os estudos sobre coração e suas funcionalidades, eletrodos, protocolos de comunicação sem fio, transmissão de dados, processamento de sinais.

O desenvolvimento apresenta um diagrama de blocos da aplicação completa e os passos seguidos para chegar a este desenvolvimento. Dentro deste item estão os projetos dos filtros, configuração do módulo *Bluetooth* utilizado e fluxograma de programação.

Por fim tem-se resultados e discussões apresentando as figuras correspondentes às respostas dos filtros e transmissão do sinal via *Bluetooth* e as conclusões do projeto.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 ELETROCARDIOGRAFIA

A Eletrocardiografia é o estudo dos registros dos sinais elétricos do músculo cardíaco, miocárdio. Estes sinais são detectados a partir da colocação de eletrodos sobre a pele e podem ser registrados para que sejam efetuadas análises.

É através da eletrocardiografia que podem ser diagnosticadas as anomalias cardíacas, como por exemplo, arritmias ou infarto no miocárdio. O registro destes sinais elétricos é conhecido como eletrocardiograma (ECG).

2.1.1 O Potencial de ação (PA)

Quase todas as células do corpo possuem potenciais elétricos que surgem através das membranas. Muitas células, como as neurais e musculares são capazes de gerar impulsos eletroquímicos em suas membranas. As membranas são permeáveis aos íons e sua eletricidade é proporcionada pelas concentrações dos meios extra e intracelulares principalmente dos íons sódio (Na^+) e potássio (K^+). A diferença de potencial elétrico destes meios é conhecida como o potencial de membrana.

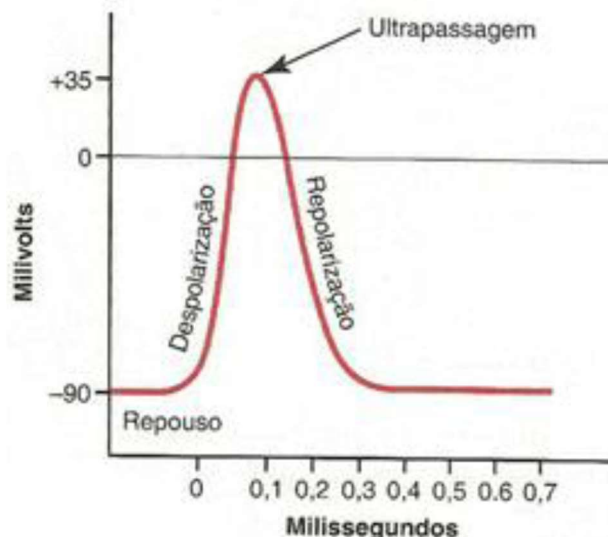
O PA que representa a variação abrupta do potencial de membrana e o seu restabelecimento após um dado período, ele se propaga com grande velocidade por toda a membrana fibrosa. O potencial pode ser dividido em três estágios. O primeiro estágio é chamado estágio de repouso. Pode-se dizer nesta fase que a membrana está polarizada em razão do seu potencial ser 90 milivolts negativos.

O segundo estágio é chamado de estágio de despolarização. Neste tempo a membrana fica permeável aos íons sódio, que carregados positivamente, seguem para o interior do axônio. O valor do potencial muda *subitamente* de 90 milivolts negativos para um valor positivo. Em algumas fibras, ocorre um *overshoot* e o potencial ultrapassa o nível 0V, outras membranas não chegam a ultrapassar o 0V. (GUYTON, 2011).

O terceiro estágio é chamado de estágio de repolarização. Logo após a despolarização, os canais de sódio da membrana começam a se fechar e os canais

de potássio se abrem. A membrana então retorna ao seu potencial de repouso. A figura 2 apresenta um PA e seus estágios.

Figura 2 - Potencial de ação

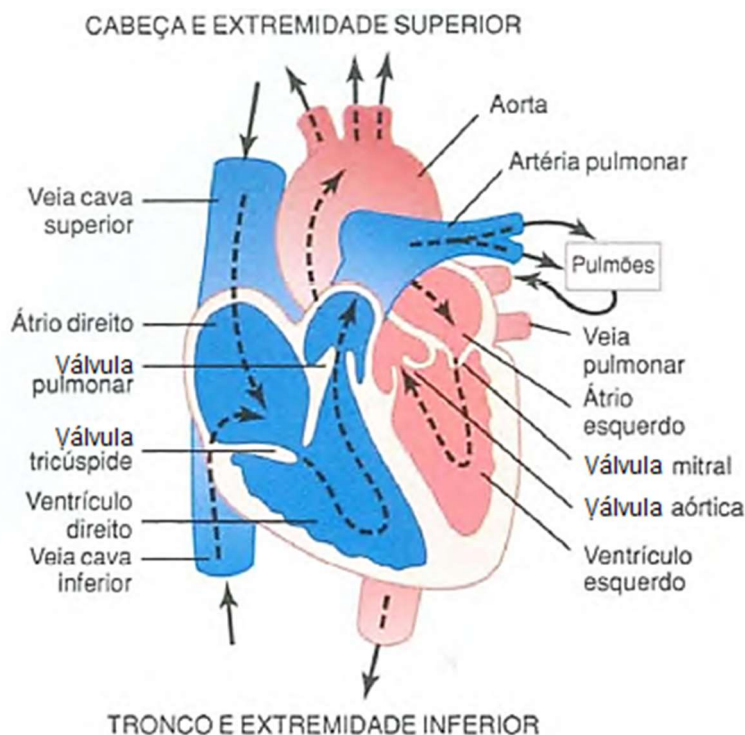


Fonte: GUYTON, 2011.

2.1.2 O músculo cardíaco

O coração (Figura 3) é composto por quatro câmaras, dois átrios e dois ventrículos. Os átrios localizam-se na parte superior e recebem o sangue já os ventrículos estão localizados na parte inferior e são responsáveis por bombear o sangue para fora do coração.

O ciclo cardíaco é formado pelo período de contração, conhecido por sístole, e o período de relaxamento, chamado diástole.

Figura 3 - Estrutura do coração

Fonte: GUYTON, 2011, pág. 104.

Durante a sístole ventricular, os átrios se enchem de sangue uma vez que a válvula tricúspide e a válvula mitral (válvulas atrioventriculares (AV)) estão fechadas. Quando a sístole termina, a pressão no ventrículo diminui. Como a pressão dos átrios é maior pois estão cheios, as válvulas AV se abrem e o sangue passa para os ventrículos, neste momento os átrios se contraem expulsando todo o sangue e gerando um fluxo adicional de 20% para o enchimento dos ventrículos. Quando as válvulas AV se fecham novamente, a pressão nos ventrículos aumenta até chegar ao ponto que as válvulas semilunares, a aórtica e a pulmonar, se abrem e o sangue flui pelo corpo através das artérias. (GUYTON, 2011).

As válvulas AV impedem o refluxo de sangue dos ventrículos para os átrios durante a sístole. As válvulas semilunares impedem o refluxo da aorta e das artérias pulmonares para os ventrículos durante a diástole. (GUYTON, 2011).

Os sinais elétricos se propagam através de fibras especializadas na condução elétrica (Figura 4). Posicionado na parede superior lateral do átrio direito, imediatamente abaixo da abertura da veia cava superior, encontra-se o nodo sinusal ou sinoatrial (nodo SA). As fibras desse nodo não têm filamentos musculares contráteis, porém se conectam diretamente às fibras musculares atriais. É neste nodo

que, em corações saudáveis, se inicia a atividade elétrica cardíaca, é considerado o marca-passo cardíaco (TEIXEIRA, 2015).

No átrio direito (figura 4), encontra-se o nodo atrioventricular (nodo AV). Este nodo está posicionado imediatamente atrás da válvula tricúspide. Ali e no sistema do feixe AV, o sinal apresenta um retardo, o qual permite que os átrios contraíam e esvaziem seu conteúdo nos ventrículos antes que a contração ventricular inicie.

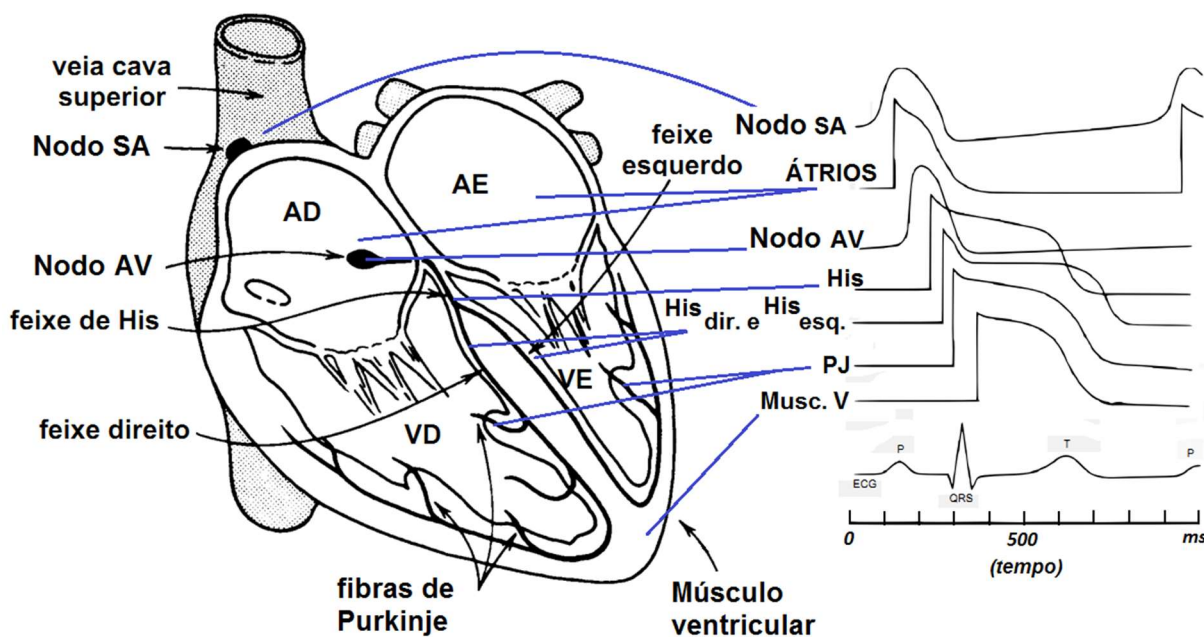
Este atraso é explicado, em grande parte, pelo reduzido número de junções comunicantes entre as células sucessivas de condução. A célula então permanece mais lenta em sua ativação.

Outro tecido a ser citado que auxilia na condução é o feixe de His, o qual se estende do nodo AV até a musculatura ventricular. Posteriormente este feixe divide-se formando uma rede de condução interna ao ventrículo chamada fibras de Purkinje.

O impulso elétrico no coração inicia-se no nodo SA que se propaga até atingir o átrio, este impulso aparece com velocidade aproximada de 50 mm/s. Este ponto do átrio alcançado localiza-se entre o átrio direito e a veia cava. O impulso se propaga pelos átrios até finalizar sua ativação, neste percurso o sinal possui velocidade aproximada de 800 mm/s e demora cerca de 80 a 90ms. O nodo AV é atingido pouco milissegundos, cerca de 50ms, após a ativação dos átrios, ele faz a conexão elétrica entre os átrios e os ventrículos. Partindo do nodo AV com um tempo de 60ms, a condução elétrica atinge o feixe de His e em seguida as fibras de Purkinje, estes dois últimos propagando-se de maneira mais rápida que a condução dos outros nodos, seu tempo de condução é de 60ms. Ao atingir o ventrículo, é realizada a sua ativação, que leva cerca de 80ms para ser completada (GUYTON, 2011).

Como o PA demora cerca de 200ms para ser completado e como a velocidade de propagação é alta, existem períodos em que não há fluxo de corrente no coração porque neste momento os átrios já se repolarizaram e os ventrículos ainda estão despolarizados.

Figura 4 - Elementos da condução elétrica cardíaca.



Fonte: Adaptado TEIXEIRA, 2015.

2.1.3 Eletrocardiograma (ECG)

Como descrito no item 2.1.2, o coração possui um sistema especializado excitatório e condutor que gera impulsos elétricos. O PA é iniciado no nó SA e é propagado pelo coração através do conjunto de células de condução elétrica, promovendo a contração (despolarização) dos átrios e ventrículos. Após um período refratário o sistema de condução é repolarizado de modo a permitir nova propagação do PA (GUYTON, 1996). O ECG (Figura 5) é o registro, em forma de gráfico, da atividade elétrica do coração na superfície da pele com a colocação de eletrodos nos membros e na região peitoral. (SILVA, 2008), (TEIXEIRA, 2015).

O ECG é um registro de rotina, sem custos elevados, não invasivo e sem contraindicação, que fornece informações valiosas que possibilitam o diagnóstico médico de doenças cardíacas (SILVA, 2014)

A onda de despolarização, responsável pela ativação sequencial das câmaras cardíacas, gera uma diferença de potencial entre as zonas ativas e em repouso, o que induz variações no campo elétrico que aparecem como ondas no ECG (CINGOLANI, 2004).

Todos os potenciais de ação captados, quando somados em todas as suas etapas, geram um sinal que resulta no sinal de ECG. Como o coração está em um

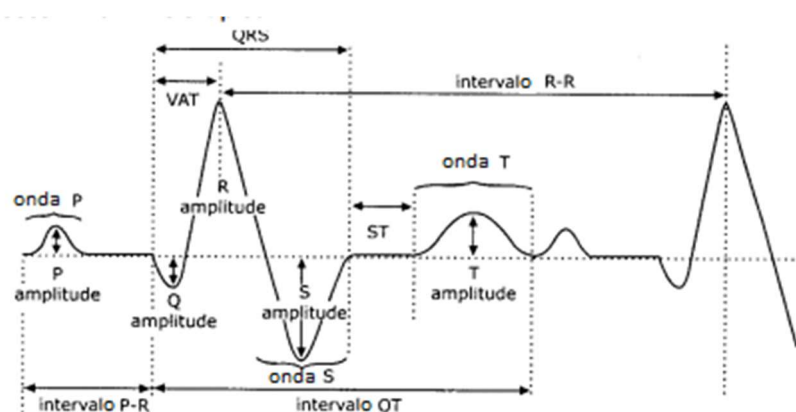
meio condutor, o campo elétrico gerado a partir das correntes elétricas, espalha-se para todo o corpo (TEIXEIRA, 2015).

Desta maneira, através do posicionamento dos eletrodos em diferentes partes da superfície do corpo para captação e registro dos sinais elétricos cardíacos, o ECG.

O traçado do ECG é constituído pela onda P, que corresponde a despolarização (contração) dos átrios, pelo complexo QRS associado à despolarização (contração) ventricular e pela onda T de repolarização (relaxamento) do músculo ventricular. A onda U aparece devido a potenciais atrasados vindos da repolarização ventricular, sendo muitas vezes ausente, devido aos seus baixos valores.

A amplitude da onda do sinal de biopotencial pode sofrer com alterações devido à massa do miocárdio, espessura, o vetor resultante e as propriedades elétricas dos componentes do sistema.

Figura 5 - O ECG típico, mostrando as ondas P, T, e o complexo QRS.



Fonte: Adaptado de REFORSUS, 2002.

A tensão das ondas registradas pelo ECG normal depende de alguns fatores, sendo eles, maneira a qual os eletrodos são colocados em contato com a pele, distância dos eletrodos ao coração. Quando um eletrodo é colocado sobre um ventrículo, o complexo QRS pode atingir uma tensão de 3 a 4mV.

Para ECG onde são captados sinais dos braços e da perna esquerda, o QRS possui valor na ordem de 1 a 1,5mV. A tensão da onda P fica em torno dos 0,1 a 0,3mV e a onda T entre 0,2 a 0,3mV.

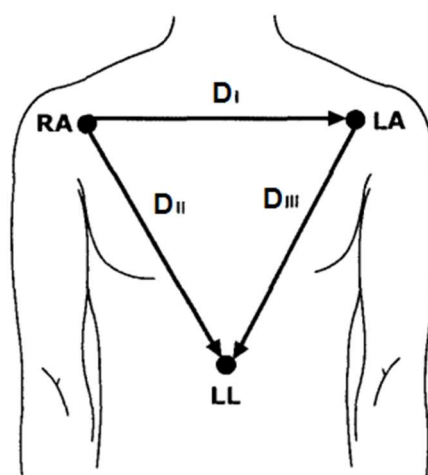
Existem 12 derivações que podem ser usadas para a análise de um ECG, sendo elas: Derivações bipolares apresentadas na figura 6 (D1, D2 e D3), derivações

torácicas (V1, V2, V3, V4, V5, V6) e as derivações unipolares aumentadas (aVR, aVL, aVF).

As derivações torácicas consistem em eletrodos posicionados na superfície do tórax do paciente. Nas derivações unipolares aumentadas dois membros são conectados ao terminal negativo enquanto o outro é conectado ao terminal positivo.

As três derivações bipolares formam o triângulo de Einthoven e têm esse nome em referência à Einthoven que o descreveu em 1912, para facilidade de padronização os eletrodos são posicionados sobre os pulsos (RA e LA) e sobre o tornozelo (LL). Para o monitoramento ao menos dois pontos devem ser utilizados pois necessitam de dois eletrodos posicionados em lados diferentes do coração para realizar a medição da derivação. (REFORSUS, 2002)

Figura 6 - O triângulo de Einthoven



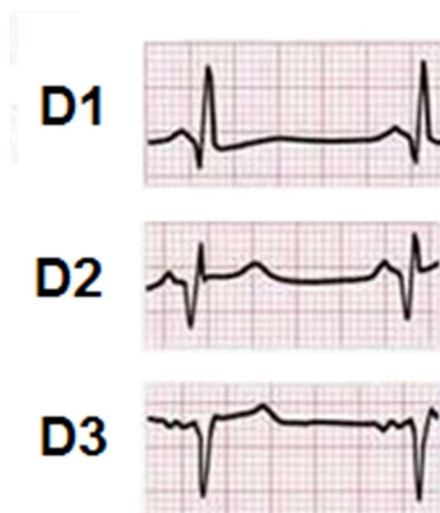
Fonte: Adaptado REFORSUS, 2002.

Destas derivações a D_I possui o terminal negativo conectado ao braço direito (RA) e o terminal positivo ao braço esquerdo (LA), a D_{II} possui o terminal negativo conectado ao RA e o terminal positivo à perna esquerda (LL) e a D_{III} possui o terminal negativo conectado ao (RA) e o terminal positivo à LL (GUYTON, 2011).

Na figura 7 podem ser observadas as formas de onda encontradas quando são realizadas as medições sobre as derivações bipolares. Na derivação D_I há uma maior evidência do complexo QRS, porém os picos P e T aparecem atenuados ou deslocados de sua posição original. Na derivação D_{II}, tem-se um sinal mais aproximado ao desenho do ECG com todos os picos P-QRS-T, porém sua amplitude

muito próxima entre os picos pode levar a um falso diagnóstico. A derivação D3 evidencia o pico negativo do complexo QRS.

Figura 7 - Formas de onda das derivações bipolares.



Fonte: Autoria Própria.

Estas diferenças encontradas nas ondas devem-se ao fato de que a corrente elétrica percorre trajetos diferentes pelo corpo de acordo com cada uma das derivações.

2.1.4 Bioeletrodos

A captação dos sinais é realizada utilizando bioeletrodos, que são uma classe de transdutores que convertem a condução iônica em condução eletrônica de modo que o sinal possa ser processado por circuitos eletrônicos. O objetivo dos bioeletrodos é a aquisição de sinais bioelétricos clinicamente significativos, tais como ECG, eletroencefalograma (EEG) e eletromiograma (EMG).

Os processos que ocorrem na interface entre a pele e o eletrodo são complexos, mas pode-se dizer que os eletrodos alcançam um equilíbrio termodinâmico e são as reações de oxirredução as responsáveis pela conversão do sinal. Estas reações na superfície do eletrodo geram uma diferença de potencial chamada de potencial de meia célula. Este potencial é determinado pelo material envolvido (eletrodo), pela concentração de íons na solução, temperatura, bem como outros fatores de menor importância. Eletroquímicos padronizaram como potencial

zero, o eletrodo de hidrogênio. Todos os outros foram medidos em relação a este eletrodo (NEUMAN, 2000).

Através das relações de oxirredução dos elementos, pode-se chegar aos valores de potenciais. A tabela 1 mostra alguns dos valores de potenciais para alguns tipos de metais.

Tabela 1 - Potencial de meia célula de materiais e reações encontradas em medições de biopotencial.

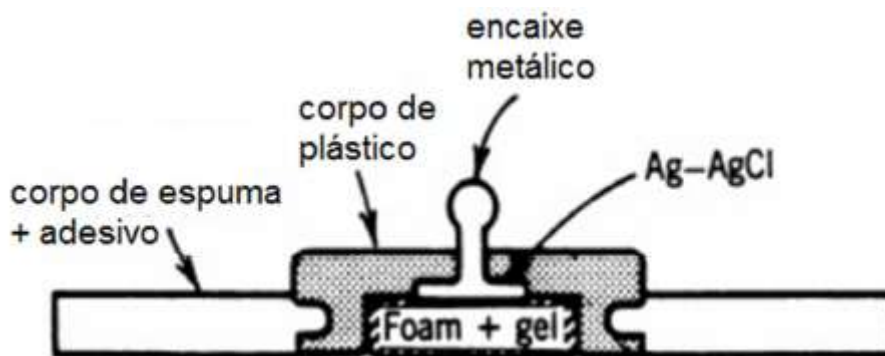
Metal e Reação	Potencial (V)
$\text{Al} \rightarrow \text{Al}^{3+} + 3\text{e}^{-}$	-1,706
$\text{Ni} \rightarrow \text{Ni}^{2+} + 2\text{e}^{-}$	-0,230
$\text{H}^2 \rightarrow 2\text{H}^+ + 2\text{e}^{-}$	0.00 (pela definição)
$\text{Ag} + \text{Cl}^{-} \rightarrow \text{AgCl} + \text{e}^{-}$	+0,223
$\text{Ag} \rightarrow \text{Ag}^{+} + \text{e}^{-}$	+0,799
$\text{Au} \rightarrow \text{Au}^{+} + \text{e}^{-}$	+1,680

Fonte: NEUMAN, 2000.

A escolha do material do eletrodo é importante para a captação correta do sinal. A qualidade do material é definida pelo potencial de meia célula demonstrado na tabela 1.

O eletrodo de prata-cloreto de prata é um dos eletrodos que possui mais características parecidas com um eletrodo perfeitamente não polarizável e é prático para o uso em muitas aplicações biomédicas. Estes eletrodos possuem menos ruídos elétricos que os eletrodos polarizáveis equivalentes. Isto é verdade especialmente para as baixas frequências sendo recomendado para este tipo de medições (NEUMAN, 2000).

Figura 8 - Eletrodo de Prata-Cloreto de Prata Ag-AgCl



Fonte: Adaptado NEUMAN, 1998.

O cloreto de prata fornece uma troca livre, em duas vias, de Ag^+ e Cl^- de modo que não há formação de camada dupla. Na fabricação de eletrodos de Ag-AgCl é necessário usar prata espectroscopicamente pura no processo.

Um ponto importante na utilização de eletrodos de biopotencial para a medição dos sinais cardíacos é a impedância da pele.

Em condições de pele seca, a impedância pode chegar a valores muito elevados, mais de $20\text{k}\Omega$, já para a pele úmida, a impedância pode chegar à $0,5\text{k}\Omega$. Esta resistência elétrica alta da pele seca interfere de maneira negativa na captação dos sinais biomédicos, pois faz com que estes sinais tenham sua amplitude reduzida sendo difíceis de serem captados. Para isto os circuitos de pré-amplificação devem ser bem projetados e corrigir este problema.

Para resolver o problema da alta resistência entre o eletrodo e a pele, pode ser utilizado um gel condutor, o qual melhora a transmissão dos impulsos elétricos captados sobre a pele do paciente. O gel auxilia no aumento da vida útil do eletrodo e fornece conforto maior ao paciente durante o exame.

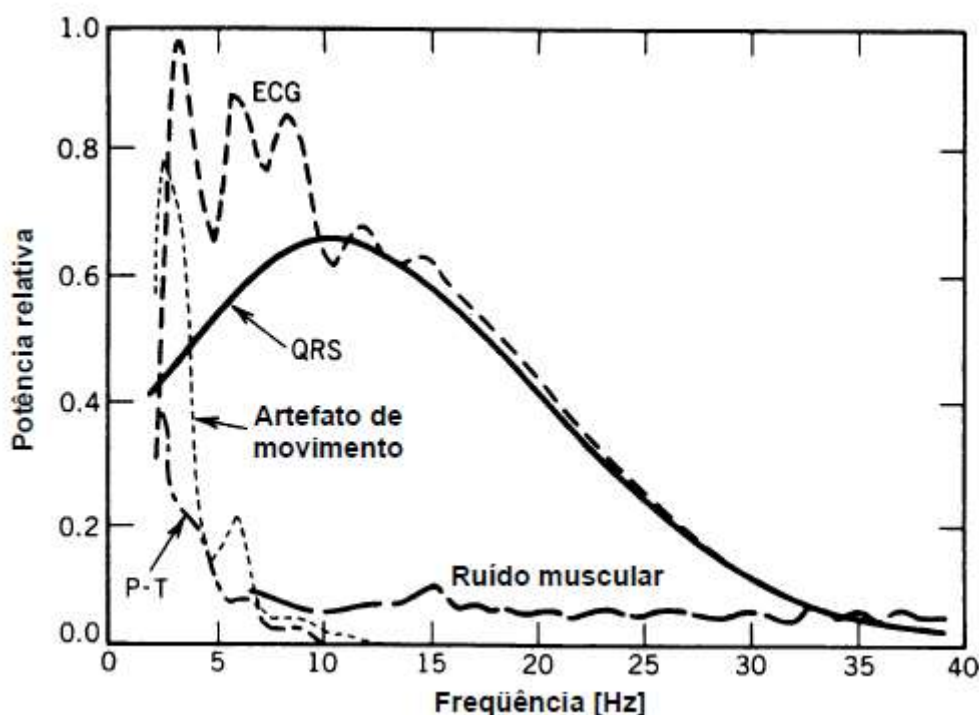
2.1.5 Monitor Cardíaco

O monitor cardíaco é um equipamento padrão usado em UTI e Centro Cirúrgico para monitoração contínua do ECG, detectando arritmias cardíacas. Ele necessita de apenas de uma derivação, porém não fornece uma informação tão precisa quanto um eletrocardiógrafo de 12 derivações. Neste caso, a morfologia do sinal registrado não é prioridade e sim a detecção do complexo QRS. Segundo a norma técnica ABNT NBR IEC 60601 a faixa de frequência de registro do ECG do

monitor cardíaco está principalmente na faixa média (entre 0,5 e 40 Hz) (REFORSUS, 2002).

A figura 9 representa os espectros dos sinais presentes no registro do ECG. Pode-se verificar que a faixa de frequência correspondente ao complexo QRS está entre 0,5 a 40Hz. Entre 0 e 5 Hz pode-se observar a presença de ruídos provenientes de artefatos em movimento.

Figura 9 - Espectros dos sinais captados durante o registro do ECG.



Fonte: Reforsus (2002).

A própria faixa de passagem do monitor já resulta em atenuação dos artefatos de movimento de baixa frequência e dos ruídos de frequências maiores. Mesmo assim é importante a aplicação de filtros principalmente levando em consideração a frequência da rede (60 Hz) (REFORSUS, 2002). Segundo Guyton (1996), a derivação bipolar que apresenta a maior diferença de potencial dentre as três mencionadas é a Derivação D1 ou *standard I*. Ela apresenta um potencial positivo de cerca de 1,2mV, critério usado para a escolha da derivação.

2.2 EHEALTH

Segundo a HIMSS - *Healthcare Information and Management Systems Society*, *eHealth* consiste em uma aplicação que através da *internet*, utiliza tecnologias de informação e microeletrônica para a melhoria do acesso, eficiência, efetividade e qualidade dos processos clínicos da saúde, para o desenvolvimento de sistemas de serviços eletrônicos para saúde, tais como monitoramento remoto de pacientes.

Esta área não se refere apenas a um desenvolvimento técnico de dispositivos e plataformas, faz referência também a um compromisso com as redes de informação, uma visão geral para melhorar os cuidados de saúde a um nível local, regional e global. (EYSENBAACH, 2001).

2.2.1 *EHealth* e suas características

O aumento da eficiência é um dos principais objetivos do *eHealth* nos sistemas de cuidados de saúde, e por consequência a diminuição de custos. Este aumento na eficiência é alcançado com uma melhor forma de se comunicar e de acessar informações sobre os pacientes (EYSENBAACH, 2001).

A eficiência não traz apenas redução de custos, mas também uma melhora na qualidade do serviço com a escolha dos melhores provedores de *internet* e melhores protocolos de comunicação (EYSENBAACH, 2001).

Tem objetivo também de proporcionar condições melhores de tratamento ao paciente. Seu conceito também se relaciona à disponibilização desta mesma informação aos lugares mais difíceis e remotos.

As intervenções médicas são baseadas em evidências com vigorosa avaliação científica, por este motivo, esta área necessita ainda de muita pesquisa (EYSENBAACH, 2001).

O conhecimento contínuo e atualizado através de fontes *online* é de extrema importância tanto para o médico quanto para os consumidores dos serviços *eHealth*, pois prevê o entendimento do assunto e facilidade de aceitação da tecnologia nos diagnósticos médicos (EYSENBAACH, 2001).

Ainda sobre o conceito *eHealth* pode-se citar um conjunto de ferramentas e serviços que permitem integrar o atendimento através da rede. Entre elas pode-se citar: *Electronic Health Records* (Prontuário Digital), *Hospital Information Systems* (Gestão Hospitalar), *National Electronic Registries* (Registro Nacional de Saúde),

National Drug Registries (Controle Nacional de Medicamentos), *Decision Support Systems* (Suporte a Decisão Clínica), *Community Health Management* (Gestão da Comunidades de Saúde), *TeleHealth* (Telemedicina), etc. (HUMMEL, 2005)

2.2.2 *MHealth*

O termo *mHealth* é uma abreviação de *Mobile Health* (saúde móvel) que consiste no uso de aparelhos móveis (*smartphones*, *tablets*, dispositivos com sensores) em benefício da saúde do paciente. O uso de telemetria móvel cardíaca (MCT – *Mobile Cardiac Telemetry*) no lugar de *holter* ou monitoramento de eventos leva a melhores resultados em relação à qualidade do diagnóstico, controle da arritmia através de medicamentos e redução nos custos médico/hospitalares por ablação e cirurgias de revascularização da artéria coronária. (TSANG, 2014).

Por este motivo a *mHealth* surge como alternativa para os exames hospitalares, sendo mais vantajosa em diversos pontos. Seu uso passa a tornar-se cada vez mais comum, utilizando a popularidade que ganham cada vez mais os dispositivos móveis.

As intervenções *mHealth* são desenvolvidas para melhorar os processos e serviços de saúde provendo suporte ao corpo médico, mudando os modos tradicionais do compartilhamento e disseminação da informação. A *mHealth* constitui-se em uma opção acessível para aumentar a promoção à saúde, prevenção de doenças, prestação de cuidados e monitoramento em países de baixa renda, onde estes projetos de *mHealth* geralmente são implantados (GAGNON et al, 2016).

2.3 TECNOLOGIAS DE COMUNICAÇÃO SEM FIO

Abaixo são listadas algumas das tecnologias de comunicação de dados sem fio. Dentre as tecnologias podemos citar: *Bluetooth*, *ZigBee*, ANT e *Sensium*.

2.3.1 Tecnologia *Bluetooth*

A tecnologia *Bluetooth* foi desenvolvida com o objetivo de eliminar os cabos nos processos de comunicação entre aparelhos eletrônicos portáteis (HAYKIN, 2008). Esta tecnologia baseou-se de maneira inicial no padrão 802.11 da IEEE, que define as WLAN (*Wireless Local Area Network*). O *Bluetooth* foi padronizado somente com a criação de um grupo de interesse chamado SIG (*Special Interest Group*), o qual é

formado por diversas empresas relacionadas à tecnologia que trabalham juntas para o aperfeiçoamento da tecnologia *Bluetooth* e regulamentação das WLAN. Este padrão foi criado com o intuito de desenvolver uma aplicação que suprisse as necessidades das comunicações de curta distância sem a utilização de fios, como por exemplo: *mouses*, impressoras, teclados de computadores. A distância típica para a utilização do *Bluetooth* é de 10 metros. (LUGLI, SOBRINHO, 2012)

Outro destaque desta tecnologia é a de não requerer alta potência de transmissão. A tensão de trabalho é baixa. Estes fatores fazem com que o consumo de energia seja pequeno, o suficiente para que seja alimentado por baterias. Este tipo de alimentação facilita o seu uso para aplicações móveis. Seu baixo custo ainda incentiva o desenvolvimento de aplicações para serem utilizadas no dia a dia.

A banda de radiofrequência de operação é chamada faixa ISM (*Industrial, Scientific and Medical* – Industrial, Científica e Médica), que é centrada em 2,45 GHz. Esta faixa de transmissão não possui somente o *Bluetooth*, que atua entre 2,4 GHz e 2,483 GHz, mas muitas outras tecnologias de curto alcance como: Alarmes de carro, telefones sem fio. Além de fontes de ruído como: Forno micro-ondas, lâmpadas de vapor de sódio. (MARTINCOSKI, 2003)

Isto contribui para que o sinal transmitido esteja repleto de sinais interferentes. Para isso o *Bluetooth* possui técnicas para que seus dados sejam transmitidos de maneira correta ao destinatário. Algumas destas técnicas são o *Frequency Hopping*, uso de pacotes de dados pequenos, controle de potência.

Os dados são enviados através de uma técnica chamada FHSS (*Frequency Hopping Spread Spectrum* ou salto de frequência por espalhamento espectral), esta técnica divide a informação que será transmitida em diversos pedaços em frequência alterada regularmente (*hops*) de acordo com um código pré-determinado e depois os envia em blocos em até 79 canais de comunicação que são escolhidas de forma randômica (SATO, 2011), (SILVA, 2009). O receptor da mensagem deve também receber nas mesmas frequências utilizando a mesma sequência de saltos de frequência. A sequência de saltos utilizada pela tecnologia *Bluetooth* é de 1600 saltos por segundo.

Com estes saltos de frequência o risco de perder informação por causa das colisões é menor. E caso a informação seja perdida, ela acaba sendo retransmitida em uma outra frequência. Assim que o receptor reconhece a sequência de *hops* ele recebe e reconstrói a mensagem.

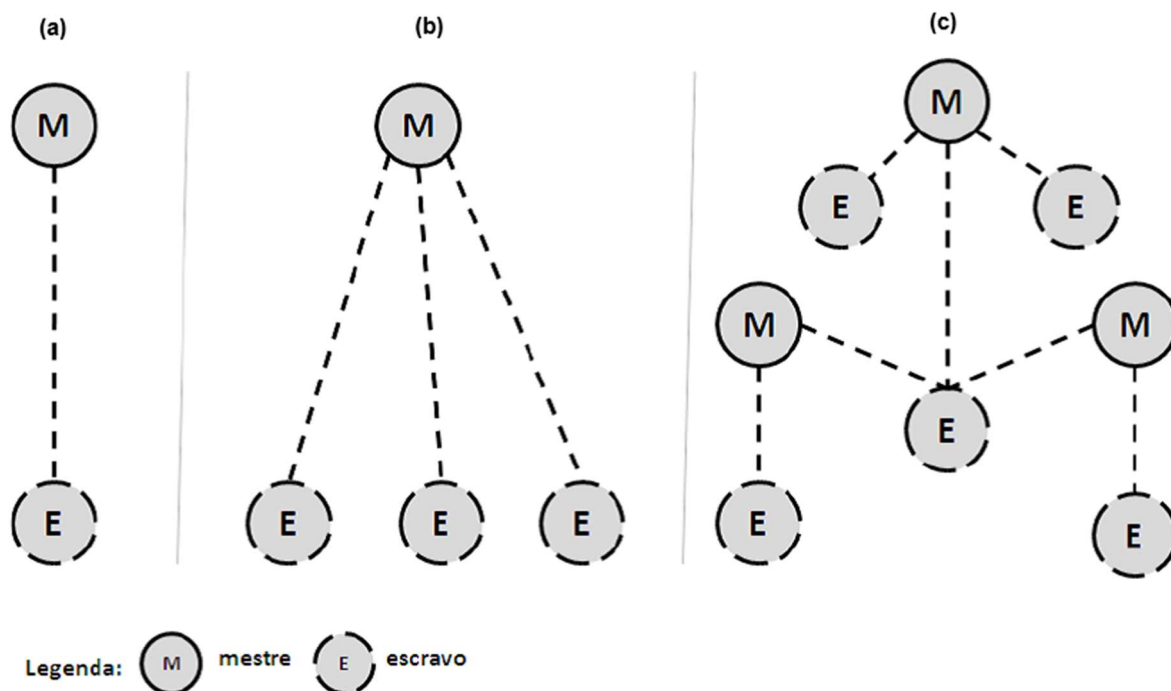
Devido à sua faixa de alcance, a comunicação entre dois ou mais dispositivos através de uma conexão *Bluetooth* forma uma rede chamada *piconet* ou PAN (*Personal Area Network*) (SILVA, 2009). Esta rede pode possuir até 8 dispositivos e o componente que iniciou a comunicação torna-se o dispositivo mestre, que é responsável pelo sincronismo da rede, e pela regulação da transmissão de dados. Os outros componentes da rede tornam-se os dispositivos escravos (ALECRIM, 2013). A restrição deste tipo de tecnologia é que um dispositivo não pode ser mestre de mais de uma rede ao mesmo tempo.

2.3.1.1 Topologia do *Bluetooth*

Os dispositivos *Bluetooth* podem atuar na função mestre ou escravo, onde o mestre define qual sequência FHSS irá utilizar para comunicação e envia informações aos escravos, porém os escravos não podem fazer isto a outros escravos. Comunicam-se somente com seus mestres (MARTINCOSKI, 2003).

O alcance da comunicação depende também do raio de alcance do dispositivo mestre. Para aumentar este raio de comunicação, as redes *piconet* deverão unificar-se, e esta união de duas ou mais redes *piconet* é chamada de *scatternet*. Na figura 10 tem-se na letra (a) uma operação simples da *piconet* onde o dispositivo mestre comunica somente com um escravo. Na letra (b) o dispositivo mestre envia e recebe informações de diversos dispositivos escravos ao mesmo tempo. Na letra (c) é mostrada uma operação em *scatternet*, onde o dispositivo mestre comunica com sua rede de escravos, porém os dispositivos escravos de sua rede pertencem também a outras *piconets* comandadas por outros dispositivos mestre. Ou ainda este dispositivo pode ser escravo de uma rede e mestre de outra (SILVA, 2009).

Figura 10 - (a) Operação mestre escravo simples. (b) Mestre comunicado com vários escravos. (c) Operação em *scatternet*.



Fonte: SILVA, 2009.

2.3.2 ZigBee

ZigBee é uma tecnologia de comunicação sem fio utilizada para a troca de informações entre equipamentos que utilizem baixa taxa de transmissão de dados. Com ela pode-se, por exemplo, monitorar a temperatura de um ambiente, controlar a luminosidade de lâmpadas e até mesmo abrir as cortinas de uma casa, trazendo dessa forma conforto para seus usuários (SIEMEINTCOSKI, 2009).

A tecnologia *ZigBee* também pode ser aplicada em sistemas para cuidados de saúde. *ZigBee Health Care* oferece um padrão global para produtos interoperáveis que permitem uma monitoração segura e confiável, em situações não críticas e de baixa acuidade (*ZigBee Alliance*, 2016).

Estes produtos inteligentes e fáceis de serem utilizados promovem independência para idosos, juntamente com bem-estar, e auxiliam na saúde em geral. A tecnologia *ZigBee Health Care* também pode oferecer uma conexão inovadora com médicos e enfermeiros, permitindo que estes profissionais monitorem a saúde de pacientes, enquanto estes estão em suas próprias casas (*ZigBee Alliance*, 2016).

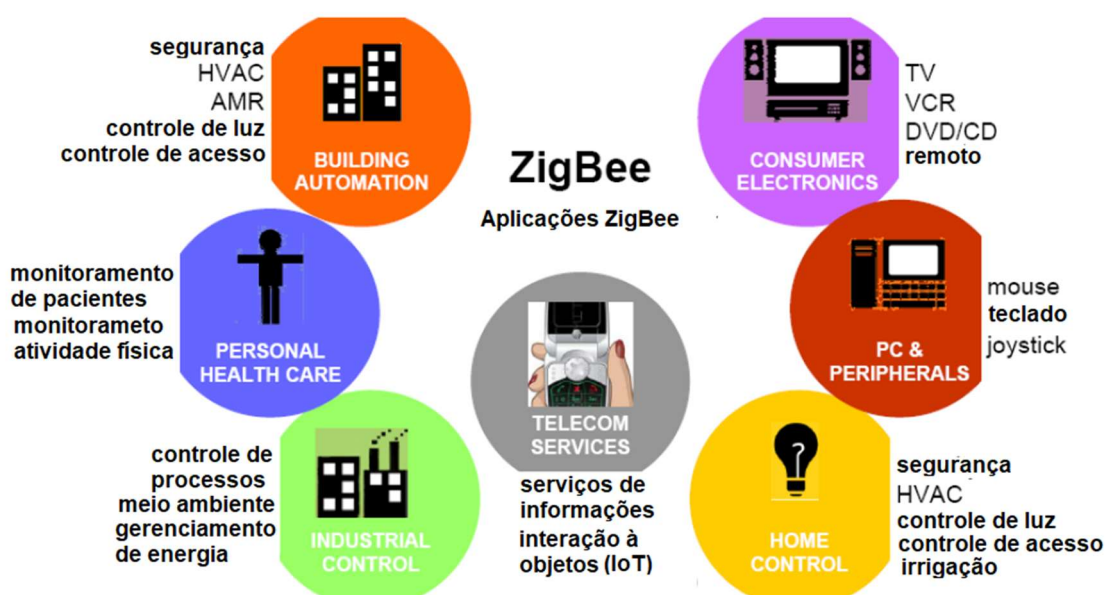
Dentre as características e vantagens dos dispositivos *ZigBee Health Care* pode-se citar

- Melhora na qualidade de vida e independência para idosos e doentes crônicos, pois permite uma monitoração remota e confiável de pacientes, sem comprometer a mobilidade, além de poder fornecer a localização dos usuários em tempo real.

- Diversos dispositivos compatíveis, incluindo dispositivos de uso médico, como, oxímetro de pulso, medidor de glicose, termômetro, medidor de pressão arterial, medidor de respiração e ECG. É possível também a comunicação com dispositivos eletrônicos, como, *notebooks*, celulares e *tablets*.

- Baixo consumo de energia, especificações disponíveis livremente baseadas em padrões internacionais, um dispositivo *ZigBee* pode alcançar 70 metros em lugares fechados e até 400 metros em ambientes abertos, com total controle da potência de transmissão.

Figura 11 - Aplicação *ZigBee*.



Fonte: Adaptado Siemientcoski, 2009.

2.3.3 ANT

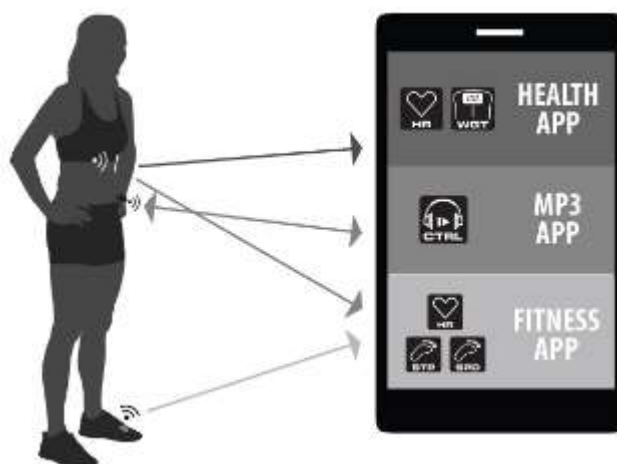
ANT é uma tecnologia de comunicação sem fio que permite que dispositivos de monitoramento troquem informações uns com os outros. Uma das principais possibilidades disponibilizadas pela tecnologia ANT é o desenvolvimento de sistemas

junto com a tecnologia *Android*. O projeto de aplicativos *Android* que se comunicam com dispositivos ANT podem permitir o monitoramento e o controle do “mundo real” (ANT, 2014).

Estas aplicações, envolvendo ANT e *Android*, podem se estender a todos os fabricantes de *smartphones*, sem fragmentação entre as versões do *Android*. *Smartphones Android* podem se comunicar com sensores, displays, computadores e outros dispositivos móveis simultaneamente (ANT, 2014).

A Figura 12 a seguir apresenta um sistema envolvendo um dispositivo móvel que se comunica com sensores corporais, através da tecnologia ANT.

Figura 12 - Aplicação da tecnologia ANT.



Fonte: <https://www.thisisant.com/developer/ant/ant-in-Android/>

2.3.4 Sensium

Sensium *HealthCare* foi criada para comercializar uma exclusiva e registrada tecnologia *wireless* para cuidados de saúde, de baixo consumo de energia. Sensium *HealthCare* é centrada em duas importantes tecnologias *wireless*. A primeira é a SensiumVitals®, que é um sistema para monitoramento *wireless* de sinais vitais de pacientes em hospitais, e a segunda é o primeiro *chip* do mundo habilitado para se conectar de forma *wireless* com dispositivos biomédicos, em conformidade com o último padrão IEEE 802.15.6 (MBAN, *Medical Body Area Network*) (Sensium, 2018).

A tecnologia SensiumVitals® é um sistema *wireless* que consome pouquíssima energia em comparação com outras tecnologias sem fio, esta tecnologia permite o monitoramento de diversos sinais de pacientes, como temperatura e ritmo cardíaco,

os dispositivos são leves e vestíveis. Os sinais monitorados podem ser enviados para uma central de saúde, ou para um dispositivo que esteja conectado na *web* (HERNANDEZ-SILVEIRA, 2015).

2.3.5 Comparativo entre as Tecnologias de comunicação sem fio

Pode-se observar na tabela 2, apresentada por Patel, que com relação ao espectro de frequência, verifica-se que todas as tecnologias operam em 2,4 GHz, exceto a tecnologia Sensium. A tecnologia ANT é a que possui o maior número de canais, podendo chegar a 125, enquanto que o *Bluetooth* de baixa potência só permite no máximo três canais.

As maiores taxas de transmissão são das tecnologias *Bluetooth* e ANT, as tecnologias *ZigBee* e Sensium possuem taxas de transmissão menores, não sendo suficientes para algumas aplicações.

Tabela 2 - Características principais dos padrões de transmissão sem fio: *Bluetooth* Clássico, *Bluetooth* de baixa potência, Sensium, ANT e *ZigBee*.

Tecnologia	Espectro	Modulação	Canais	Taxa De Transmissão
<i>Bluetooth</i> Clássico	2,4 GHz	GSFK	79	1-3 Mb/s
<i>Bluetooth</i> de baixa potência	2,4 GHz	GSFK	3	1 Mb/s
Sensium	868 MHz 915 MHz	BSFK	16	50 kb/s
ANT	2,4 GHz	GSFK	125	1 Mb/s
<i>ZigBee</i>	2,4 GHz	O-QPSK	16	250 kb/s

Fonte: Patel, Wang, 2010.

Pode-se observar na tabela 3, apresentada por Patel, que dentre as tecnologias citadas o *ZigBee* e a Sensium são as que consomem menos energia, menos até que o *Bluetooth* de baixa potência. A tecnologia Sensium possui um curto alcance, não sendo apropriada em alguns casos. Apenas a tecnologia *Bluetooth* apresenta topologia em *piconet* e *scatternet*.

Tabela 3 - Outras características dos padrões de transmissão sem fio: *Bluetooth* Clássico, *Bluetooth* de baixa potência, *Sensium*, *ANT* e *ZigBee*.

Tecnologia	Espaço de Operação	Pico de Consumo	nJ/b	Topologia	Join Time
<i>Bluetooth</i> Clássico	1-10m no corpo apenas	~45mA /3,3V	50	<i>Scatternet</i>	~3s
<i>Bluetooth</i> de baixa potência	1-10m no corpo apenas	~28mA /3,3V	92	<i>Piconet</i> e estrela	< 100ms
<i>Sensium</i>	1-5m no corpo apenas	~3mA /1,2V	72	Estrela	< 3s
<i>ANT</i>	10-30m no corpo apenas	~22mA /3,3V	73	Estrela, malha ou árvore	-
<i>ZigBee</i>	10-100m no corpo apenas	~16,5mA /1,8V	119	Estrela e malha	30ms

Fonte: Patel, Wang, 2010.

2.4 MICROCONTROLADOR

O microcontrolador escolhido para este projeto foi o Arduino MEGA 2560. O Arduino é uma plataforma que possui um microcontrolador da família ATMEL. Estes possuem código livre, o que facilita o desenvolvimento de projetos. A plataforma MEGA 2560 possui entradas analógicas e I/O digitais, além de saídas para sinais PWM (*Pulse Width Modulation*) e comunicação *serial*. Esta placa possui um microcontrolador ATmega 2560. Um exemplo de placa utilizada neste projeto pode ser observado na figura 13.

Figura 13 - Placa Arduino Mega 2560.



Fonte: ARDUINO, 2018.

A placa possui algumas características físicas como: 54 pinos de entrada/saída digitais, 15 desses pinos podem ser utilizados como saída para sinais PWM; 16 entradas analógicas; 4 UARTs (*Universal Asynchronous Receiver and Transmitter*); 1 oscilador de cristal externo de 16 MHz; 1 conexão USB para a alimentação da placa, para a comunicação entre a placa e o computador.

O Arduino possui um ambiente de desenvolvimento integrado (IDE) onde através de um editor de texto, são escritos os códigos e compilados para sua aplicação. Os programas escritos com o IDE do Arduino são chamados *sketches*. Estes *sketches* são salvos com a extensão “.ino”. O editor possui ferramentas que permitem copiar\colar e procurar\substituir o texto. As bibliotecas fornecem funcionalidade extra para os *sketches*, para utiliza-las elas devem ser incluídas dentro do programa. É possível até escrever a própria biblioteca definindo somente as funções necessárias para sua aplicação.

Algumas funções importantes são: *AnalogRead(entrada)*, *SerialPrint(valor)*, *Serial.Begin(baudrate)*, *SerialRead(valor)*.

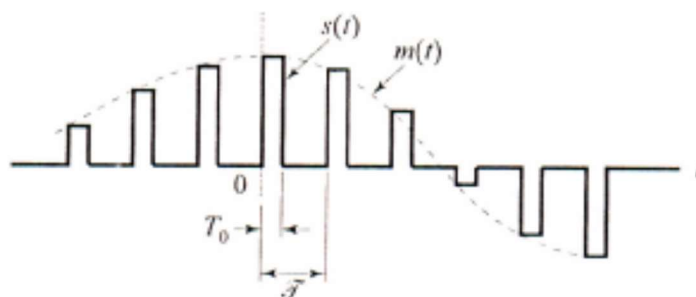
2.4.1 Conversão Analógica/Digital

Os sinais fisiológicos de interesse dos sistemas de monitoração de saúde são caracterizados como sinais analógicos, tais como, ECG, EEG, eletromiografia, e pressão sanguínea. Estes sinais devem ser convertidos de sinal analógico para sinal digital por um conversor analógico-digital (*ADC, Analog-Digital Converter*). Os sinais digitais podem ser entendidos como uma representação numérica dos sinais analógicos e são formados por conjuntos de *bits* 0 e 1.

O sinal elétrico convertido pelo eletrodo posicionado necessita de condicionamento (por exemplo amplificação e filtragem) para que possa ser digitalizado adequadamente pelo conversor A/D.

A amostragem é uma técnica que funciona como um circuito que possui uma chave e esta chave age de maneira a abrir e fechar em uma frequência denominada frequência de amostragem. Por exemplo, se a frequência de amostragem $\left(\frac{1}{\tau}\right)$ for de 5 kHz, a chave fechará 5000 vezes por segundo, ou seja, $\tau = 200\mu\text{s}$. A chave ideal possui chaveamento instantâneo, porém fisicamente possui um tempo extremamente curto para chavear. Obtém-se então uma função, mostrada na figura 14, com amplitude igual ao valor do sinal no instante do chaveamento. Estes pulsos são conhecidos como PAM (*Pulse Amplitude Modulation* ou Pulsos Modulados por Amplitude) (IGARASHI, 2007).

Figura 14 - Forma de onda de um sinal PAM.



Fonte: HAYKIN, 2001

Para uma reconstrução satisfatória do sinal amostrado, sem a presença de distorção, denominada *aliasing*, a amostragem deve ser realizada a uma frequência F_s igual ou superior ao dobro da máxima frequência do sinal. Esta regra, equação (1), segue o chamado teorema da amostragem demonstrado por *Nyquist* (HAYKIN, 2001).

$$F_s \geq 2 * F_{\text{máx}}(\text{sinal}) \quad (1)$$

A distorção chamada *aliasing* caracteriza-se por sobrepor os espectros de amostras do sinal por falta de “espaço” no domínio da frequência (IGARASHI, 2007).

A detecção e supressão das interferências correspondem à parte do sinal produzida por eventos que são estranhos ao evento biológico de interesse (HAYKIN, 2001).

Estas Interferências surgem em diferentes etapas do processamento e são resumidas abaixo:

- Interferências instrumentais, geradas pelo uso de um equipamento. Um exemplo de interferência instrumental é a interferência dos ruídos da rede elétrica, 60 Hz.

- Interferências biológicas, quando um sinal biológico contamina ou interfere em outro. Um exemplo de interferência biológica é o deslocamento do potencial elétrico que pode ser observado no ECG devido à atividade elétrica cardíaca.

O sinal elétrico então é convertido em um conjunto de valores discretos, obedecendo a uma taxa de amostragem. Esta taxa indica o número de vezes que o sinal analógico ou digital é quantificado ou reconstruído por segundo. O tempo total necessário para a obtenção do sinal até a sua conversão dos dados é chamado tempo de conversão. Para o caso dos conversores que não possuem atraso de conversão, o tempo é exatamente o inverso da taxa de amostragem.

Outro parâmetro importante para a conversão A/D é a resolução. A resolução é uma relação entre o fundo de escala (tensão máxima $V_{MÁX}$ e a tensão mínima de trabalho V_{MIN}) e o número de *bits* que possui o conversor.

$$R = \frac{V_{MÁX} - V_{MIN}}{2^N - 1} \quad (2)$$

Onde:

- R é a resolução do conversor A/D;
- N é o número de *bits* do conversor A/D.

O *chip* de processamento do Arduino possui um conversor A/D de aproximação sucessiva de 10 *bits* de resolução com precisão de ± 2 *bits* menos significativos. Este processador possui somente 1 conversor A/D e, portanto, pode somente selecionar 1 canal por vez para a transmissão.

O método de aproximações sucessivas utiliza um circuito de amostragem e retenção, onde o sinal inserido é retido. Este sinal é aplicado à um comparador e

também dispara um circuito de *clock* para a conversão. A conversão terá início pelo *bit* mais significativo. O valor atual do registrador será comparado ao valor de entrada do sinal, caso o valor do sinal de entrada seja maior que o comparador, o conversor envia esse *bit* para 0 e passa o próximo *bit* seguinte para 1. A comparação novamente é realizada agora com este novo valor. Caso o valor do sinal de entrada seja menor que o comparador, esse *bit* é mantido como 1 e o conversor passa para o próximo *bit*. A operação é repetida até que o total de *bits* do conversor seja alcançado.

Para o conversor A/D de 10 *bits*, com $V_{MÁX}$ de 5V e V_{MIN} de 0V tem-se a seguinte resolução:

$$R = \frac{V_{MÁX} - V_{MIN}}{2^N - 1} = \frac{5}{1023} = 4,89 \text{ mV} \quad (3)$$

Este valor significa que para cada *bit* na conversão do Arduino, tem-se um valor de 4,89mV de nível de tensão.

Um fator muito importante que afeta diretamente no tempo de conversão A/D do Arduino é a configuração de seu *clock*. Para uma resolução de 10 *bits*, o *clock* recomendado está entre 50kHz e 200kHz. No caso do Arduino MEGA2560 que possui um cristal oscilador de 16MHz, deverá ser utilizado um *prescaler* de 128 divisões.

A primeira conversão necessita de maior número de ciclos para ser realizada, no caso do Arduino, 25 pulsos de *clock*. As demais conversões necessitam de 13 pulsos de *clock*.

2.4.2 Comunicação Serial

A plataforma Arduino possui uma interface de comunicação *serial* que permite estabelecer comunicação entre o controlador e outros dispositivos, como por exemplo um módulo *Bluetooth*. Para que seja realizada corretamente a comunicação via porta *serial* (envio e recebimento de dados) é necessário configurar a taxa de transmissão (*bits* por segundo), conhecida como *baud rate*. Para este projeto, o *baud rate* especificado é de 115200.

A comunicação no Arduino ocorre através dos pinos digitais 0 (RX) e 1 (TX), assim como através da conexão USB. Se utilizados para a comunicação *serial*, os pinos 0 e 1 não podem ser configurados para uso como uma I/O comum (ARDUINO, 2016).

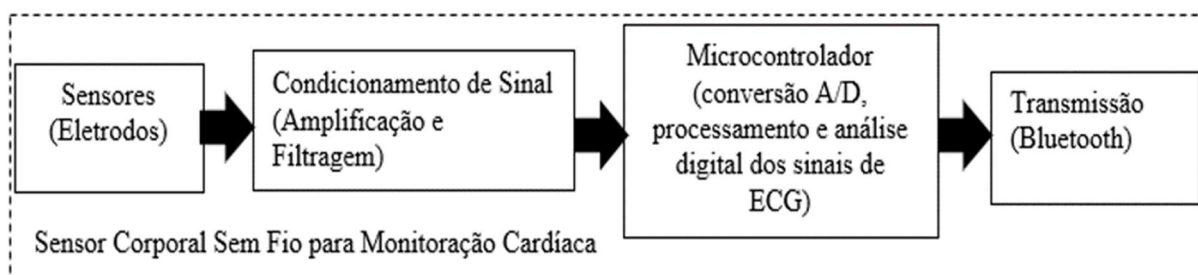
3 DESENVOLVIMENTO

O sistema de monitoramento cardíaco proposto efetuará o registro da atividade elétrica do coração enviando o sinal eletrocardiográfico para um dispositivo móvel. Portanto, será necessário o desenvolvimento de sensor médico sem fio que possibilite a aquisição destes sinais e sua transmissão para dispositivos móvel com interface gráfica para apresentação do ECG.

Neste contexto é apresentado o diagrama de blocos (Figura 15) de um projeto para a aquisição de dados eletrocardiográficos via dispositivo móvel. O projeto baseia-se no monitoramento utilizando eletrodos de biopotenciais, os quais são conectados ao paciente para detectar os sinais cardíacos de uma pessoa. Através de um condicionamento de sinais adequado, que permite a amplificação do sinal de ECG e a eliminação de distúrbios indesejados, o sinal de monitoramento fica pronto para a transmissão e apresentação na tela de um dispositivo móvel.

A outra etapa do processo é a conversão do sinal analógico tratado para um sinal digital e seu processamento para transmissão utilizando um microcontrolador. Através de um módulo *Bluetooth* conectado ao microcontrolador, a transmissão é realizada a um computador pessoal.

Figura 15 - Diagrama de blocos do monitor cardíaco.



Fonte: Aatoria Própria

3.1 SISTEMA DE AQUISIÇÃO E CONDICIONAMENTO DE SINAIS

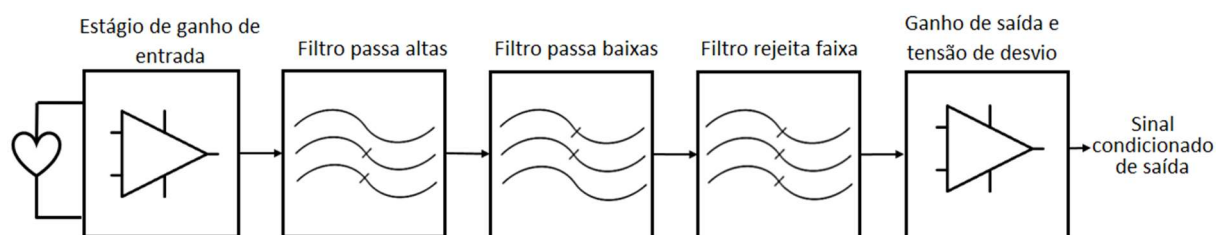
O circuito de condicionamento de sinais tem como principal objetivo apresentar a medição de um sinal de forma eficaz e exata, eliminando todos os ruídos provenientes de interferências pertencentes ao ambiente. O condicionamento possui certas etapas que são: amplificação, filtragem, equalização do sinal (adição de tensão de desvio), com baixa distorção harmônica. (NATIONAL INSTRUMENTS, 2012)

Para o sistema proposto, o condicionamento é composto pelas seguintes etapas:

- Amplificação do sinal de entrada: Esta etapa aumenta a resolução do sinal captado e a sensibilidade da medição.
- Filtragem: Rejeição de ruídos indesejados com a aplicação de filtro passa alta, passa baixa e filtro rejeita faixa 60Hz.
- Ganho na saída e tensão de desvio: Para o processo de amostragem e conversão A/D é necessário ajustar o sinal para que esteja nos níveis necessários para a entrada no microcontrolador.

Na figura 16 pode-se observar o diagrama de blocos do condicionamento do sinal utilizado no circuito.

Figura 16 - Diagrama de blocos do circuito de condicionamento de sinais.



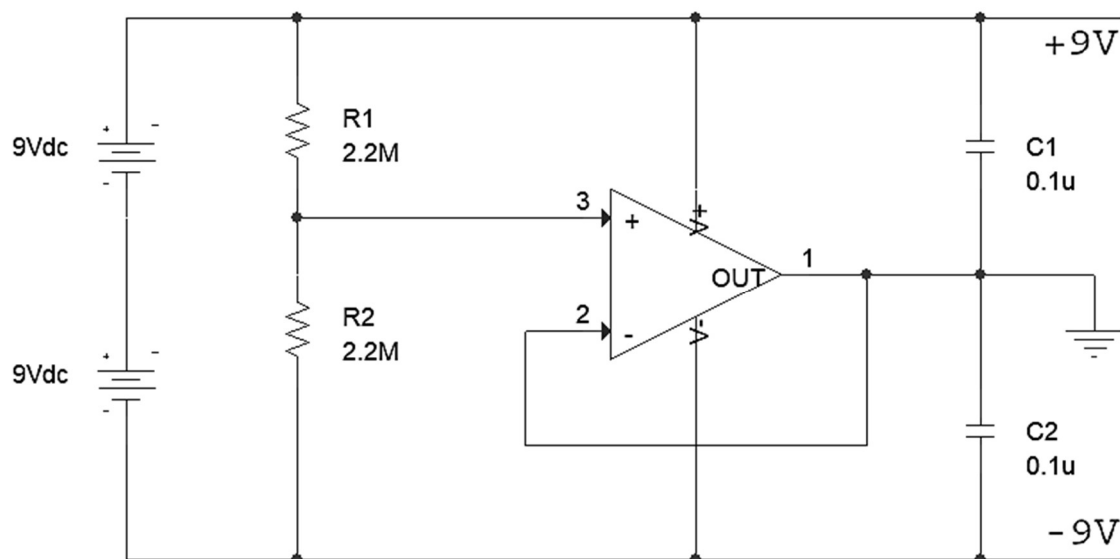
Fonte: Autoria Própria

3.1.1 Alimentação Simétrica do circuito

Segundo as folhas de dados dos fabricantes dos circuitos integrados utilizados no projeto necessita-se de uma alimentação simétrica para os dispositivos para seu funcionamento adequado, isto é, valores iguais de tensão, porém com polaridades diferentes sendo uma tensão positiva e uma tensão negativa em relação à referência do circuito.

O modelo de fonte simétrica utilizado para este projeto utiliza a técnica conhecida como “Terra Virtual”. Para esta configuração são utilizados dois resistores R1 e R2, que possuem o mesmo valor de resistência, funcionando como um divisor de tensão, garantindo que a tensão positiva e a tensão negativa tenham o mesmo valor. Para este projeto foram considerados dois resistores de 2,2M Ω cada. O circuito foi montado conforme a figura 17.

Figura 17 - Fonte Simétrica com terra virtual.



Fonte: Autoria Própria.

3.1.2 Pré-Amplificação

O circuito de pré-amplificação apresenta a configuração de amplificador diferencial, circuito que permite que se obtenha na saída uma tensão igual a diferença dos sinais aplicados, multiplicado por um ganho calculado através das fórmulas do componente eletrônico.

Supõe-se que uma fonte de ruído esteja próxima ao circuito de pré-amplificação. Neste caso os terminais das tensões de entrada (V_{IN+} e V_{IN-}) seriam afetados por estes sinais indesejáveis que podem vir do sistema de iluminação, rede elétrica, motores conectados à mesma rede, etc. Geralmente estes sinais de ruídos estão na mesma amplitude e fase do sinal de entrada.

Os sinais de ruídos se sobrepõem aos sinais aplicados na entrada e tendem a ser amplificados com o mesmo ganho do amplificador caso não houvesse a CMRR (Razão de rejeição de modo comum) (PERTENCE JUNIOR, 2003).

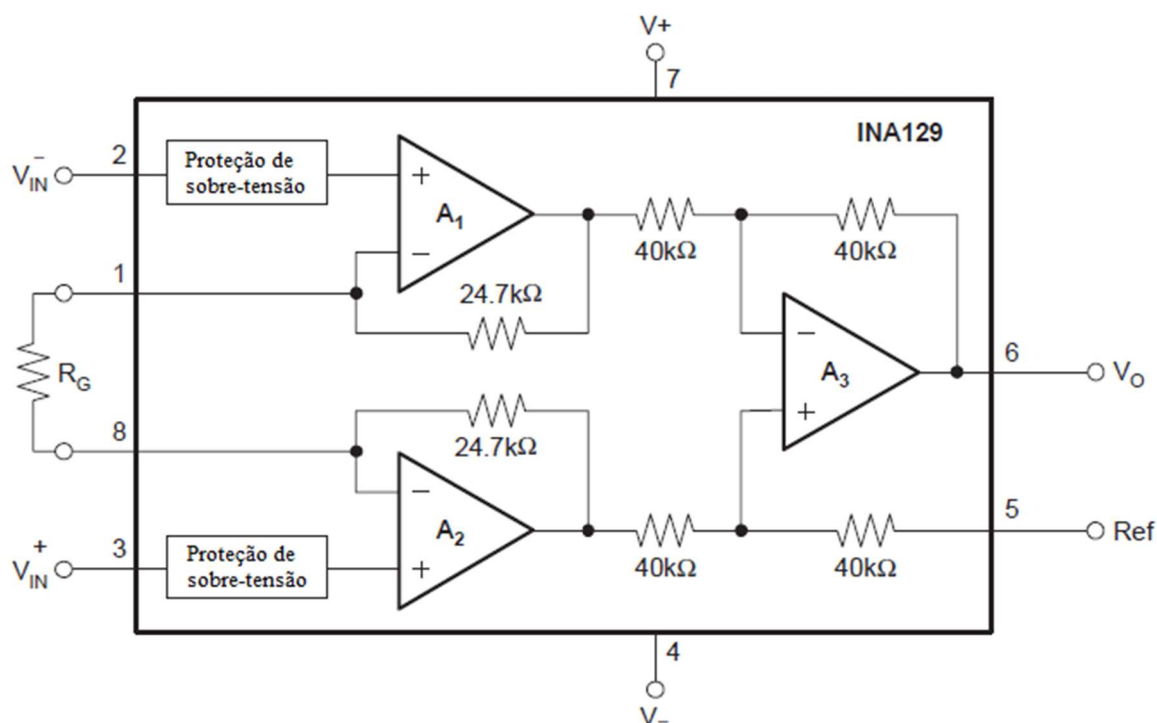
Esta propriedade do amplificador operacional é muito importante para a aplicação em aparelhos de aquisição de sinais biomédicos. Para isto, o valor do CMRR deve ser elevado de modo que a interferência causada seja diminuída, sem interferir no sinal. Deve conter um ganho inicial levando em conta que os sinais biomédicos possuem valor na ordem de *milivolts* e os componentes de alta precisão aumentam o custo do projeto (TEIXEIRA, 2015).

Na etapa de pré-amplificação foi realizada a escolha por um amplificador de instrumentação. Um amplificador de instrumentação é um elemento essencial em qualquer sistema de aquisição de sinais de pequena amplitude, são estruturas intrinsecamente realimentadas.

O circuito integrado INA129 (Figura 18) é um amplificador de instrumentação de baixa potência que oferece excelente precisão. Seu tamanho reduzido permite que seja utilizado em uma gama muito grande de aplicações. Um único resistor externo fornece um ganho que pode variar de 1 a 10.000. O INA129 é arranjado para possuir uma tensão de *offset* muito baixa, cerca de 50 *microvolts* e alta rejeição de modo comum, cerca de 120dB para ganho maior que 100. Opera com tensões baixas, cerca de $\pm 2,25V$, ideal para uso com baterias e sua tensão máxima de alimentação é cerca de $\pm 18V$ (TEXAS INSTRUMENTS, 2015).

O circuito utilizado para o projeto é encapsulado em formato DIP de 8 pinos e será alimentado por baterias comuns de 9V. A figura 18 mostra como é internamente o INA129.

Figura 18 - Circuito do INA129.



Fonte: Adaptado TEXAS INSTRUMENTS, 2015.

Para melhorar o desempenho do INA129 quanto à ruídos e alta impedância da fonte é necessário o acoplamento de capacitores de 0,1uF curto circuitando os potenciais V+ e V- da figura 18. De modo que saiam do pino conectado ao potencial para um terra, ou seja, sendo ligados em paralelo aos potenciais.

A saída (PIN 6) é referenciada ao terminal de referência de saída (PIN 5) o qual geralmente é aterrado. Deve haver entre esta conexão uma baixa impedância para assegurar uma boa rejeição de modo comum.

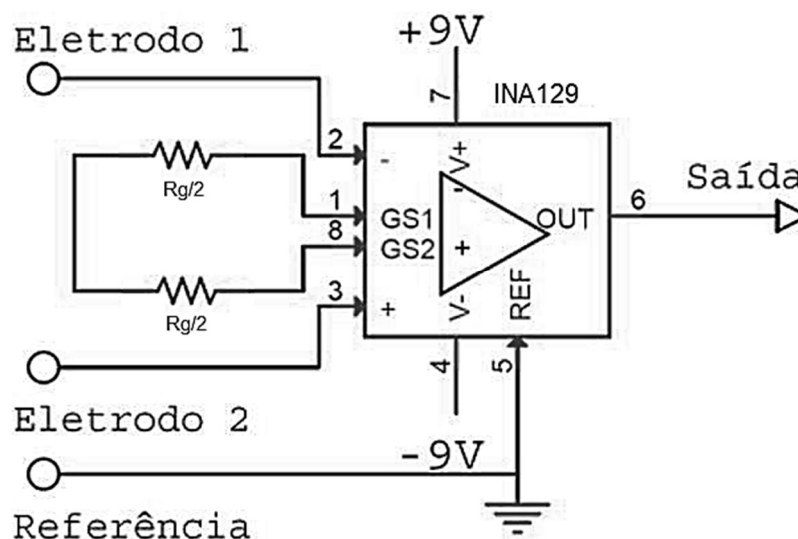
A impedância de entrada do INA 129 é extremamente alta, aproximadamente $10^{10}\Omega$. A corrente de entrada polarizada é aproximadamente 2nA. Alta impedância de entrada significa que a corrente de entrada polarizada varia muito pouco com a variação da tensão de entrada (TEXAS INSTRUMENTS, 2015).

Segundo a folha de dados do componente e de acordo com sua arquitetura interna apresentada na figura 18, tem-se a equação 4 para cálculo do ganho.

$$G = 1 + \frac{49,4k\Omega}{R_G} \therefore R_G = \frac{49,4k\Omega}{(G - 1)} \quad (4)$$

O arranjo do resistor de ganho com o INA129 é configurado de maneira equivalente à figura 19.

Figura 19 - Circuito INA129 com resistores de ganho.



Fonte: Adaptado MENDES JUNIOR, 2014.

Em que:

G é o ganho do amplificador, adimensional;

R_G é resistência de ganho em $[\Omega]$.

Para o estágio de pré-amplificação, como o sinal apresenta uma ordem máxima de 2mV em seu pico, projetou-se um ganho de 634, para que o sinal não seja atenuado completamente na etapa de filtragem (CARR e BROWN, 2001), o valor do R_G foi calculado utilizando a equação 5 como sendo:

$$R_G = \frac{49,4k\Omega}{634} = 77,9\Omega \quad (5)$$

Para a construção do monitor cardíaco, deve-se utilizar a tensão de modo comum, encontrada no ponto médio do resistor de ganho. Para isto deve-se dividir o resistor de ganho em dois de modo a encontrar esta tensão.

Cada resistor então seria de 38,9 Ω , porém este valor não é encontrado de maneira comercial e então o valor escolhido foi de 39 Ω .

Alterando os resistores para os valores comerciais, o ganho é alterado para 634,33. Como a tolerância do resistor pode variar em 5%, os valores de ganho calculados estão em uma faixa entre 666,05 e 602,61.

3.1.3 Filtragem

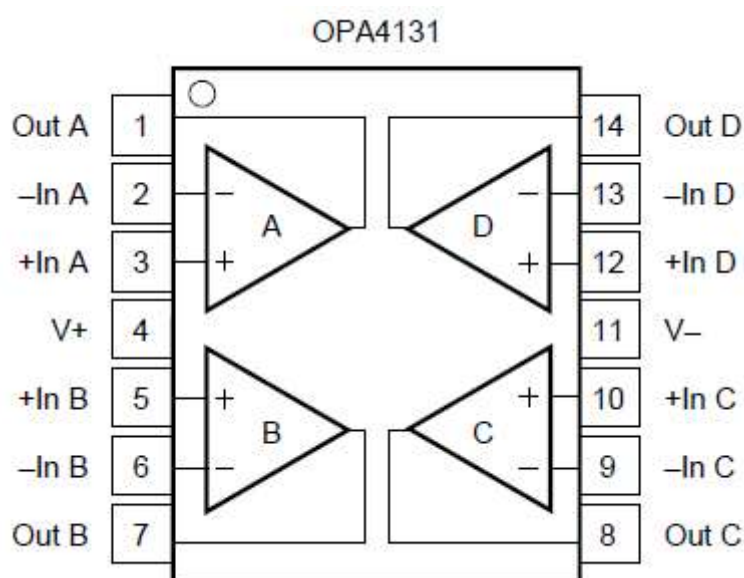
Na continuação do condicionamento do sinal, são projetados dois filtros que alinhados permitem melhorar o sinal de saída do amplificador de instrumentação. Os filtros projetados são: Filtro passa baixa com frequência de corte de 40Hz (filtro *anti-aliasing*), um filtro passa alta com frequência de corte de 0,5Hz e um filtro rejeita faixa (filtro *notch*) para suprimir as componentes da frequência de 60Hz ainda presentes no circuito mesmo após o filtro passa baixa.

A topologia escolhida para a construção dos filtros foi a *Sallen e Key*, também conhecida como estrutura de fonte de tensão controlada por tensão (VCVS, *voltage controlled voltage source*). Esta topologia foi escolhida por ter uma função de transferência facilmente implementada com ganho unitário ou superior na faixa de passagem. Desta maneira o amplificador funcionará como uma fonte de tensão cuja

a saída está em função da tensão de entrada e do ganho do circuito (PERTENCE JUNIOR, 2003).

Para a construção de ambos os filtros foi utilizado o CI OPA4131. Os amplificadores operacionais (AMPOPs) da série OPA131 provém uma alta *performance*, baixa tensão de *offset* e deslocamento de tensão e boas características dinâmicas. A versão 4131 possui quatro AMPOPs internamente ao circuito. O circuito utilizado para o projeto é encapsulado em formato DIP de 14 pinos e será alimentado por baterias comuns de 9V. A figura 20 mostra as designações das pinagens do circuito.

Figura 20 - Amplificador operacional OPA 4131.



Fonte: TEXAS INSTRUMENTS, 2002.

Os circuitos internos do OPA4131 no pacote de versões de 2 e 4 amplificadores funcionam de maneira normal mesmo se um dos amplificadores dentro do pacote parar de funcionar ou sofrer um curto circuito.

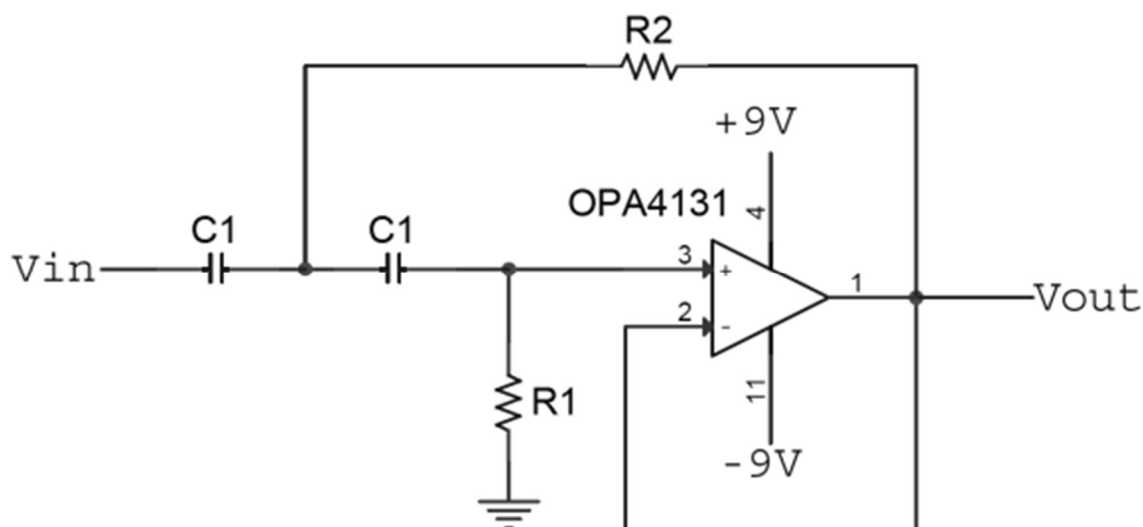
Para melhorar a *performance* da aplicação é necessário que os pinos de alimentação sejam curto circuitados com capacitores de cerâmica de 10nF ou maior. A corrente de parametrização de entrada varia com a tensão de modo comum e a tensão de alimentação. Esta variação depende da tensão entre a tensão de alimentação negativa e a tensão de entrada de modo comum (TEXAS INSTRUMENTS, 2002).

A impedância de entrada do circuito é alta, em seu modo diferencial é $10^{10}\Omega$ e em modo comum $10^{12}\Omega$. O ruído na tensão de entrada é medido nas características do circuito pela densidade de ruído. Para frequências baixas, caso da aplicação deste trabalho, a densidade de ruído varia de $16 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ a $21 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$.

3.1.3.1 Filtro passa-alta de segunda ordem

No circuito do filtro passa-alta foi utilizado um filtro de segunda ordem com ganho unitário, como apresentado na figura 21.

Figura 21 - Filtro passa-alta de segunda ordem de topologia Sallen e Key com ganho unitário.



Fonte: Adaptado MENDES JUNIOR, 2014.

A função de transferência do filtro que demonstra o seu comportamento, obtida pelas Leis de *Kirchhoff* e análise de circuitos, é dada pela equação 6.

$$G(s) = \frac{s^2}{s^2 + \frac{1}{R_2} \left(\frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right) s + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (6)$$

Em que:

$G(s)$ é a função de transferência do filtro passa alta no domínio da frequência em questão;

R1, R2, C1 e C2 são os resistores e capacitores medidos em $[\Omega]$ e $[F]$ respectivamente.

Para este filtro o valor de C1 é igual a C2. Quanto à sua construção e dimensionamento, Pertence Junior (2003) descreve que se devem determinar as seguintes variáveis:

- valor de ganho;
- frequência de corte;
- os parâmetros da aproximação do filtro (a e b); e
- valores dos capacitores e resistores.

Os valores de a e b foram retirados das tabelas fornecidas pelo autor, sendo escolhida a aproximação *Butterworth*, de segunda ordem, que possui uma função de transferência com mínima inclinação em corrente contínua e uma resposta em frequência decrescente monotonamente, ou seja, que preserva sua relação de ordem, mesmo aumentando-se a frequência.

Os valores dos dois capacitores C1 foram selecionados seguindo o critério de um valor próximo ao comercial de $10/f_c$ (sendo o resultado em μF se a frequência de corte é medida em Hz). Em seguida, encontrou-se um valor para os resistores R1 e R2, encontrados respectivamente nas equações (8) e (9).

$$\omega_c = 2\pi f \quad (7)$$

$$R_1 = \frac{4b}{[a + \sqrt{a^2 + 8b(K - 1)}]\omega_c C} \quad (8)$$

$$R_2 = \frac{b}{\omega_c^2 C^2 R_1} \quad (9)$$

Em que:

ω_c é a frequência angular em $[\text{rad/s}]$;

f é a frequência de corte em [Hz];

K é o ganho do filtro, adimensional;

$R1$ e $R2$ são os valores das resistências em [Ω];

$C1$ é o valor da capacitância em [F];

a e b são os valores que correspondem à aproximação *Butterworth*.

Realizando os cálculos dos valores e aproximando aos valores comerciais disponíveis, os componentes calculados e comerciais estão listados na tabela 4.

Tabela 4 - Cálculos dos componentes do filtro passa altas projetado.

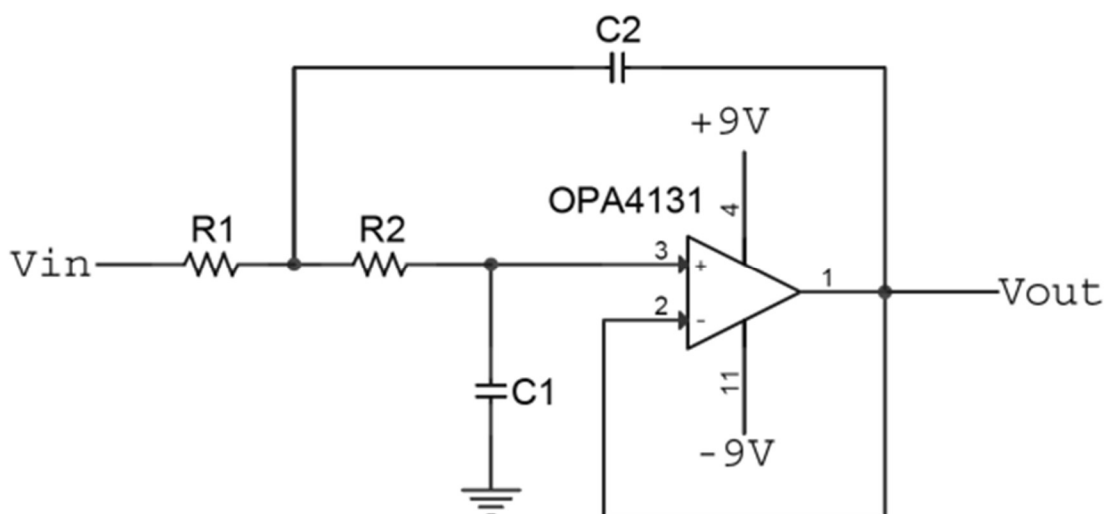
Componente	Valor Calculado	Valor Comercial
a	1,414214	-
b	1	-
ω_c	3,141593	-
R1	1,36E+06	1,3M Ω
R2	682E+03	680k Ω
C	330E-09	330nF

Fonte: Autoria Própria.

3.1.3.2 Filtro passa-baixa de segunda ordem

No circuito do filtro passa-baixa foi utilizado um filtro de segunda ordem com ganho unitário, como apresentado na Figura 22.

Figura 22 - Filtro passa-baixa de segunda ordem de topologia *Sallen e Key* com ganho unitário.



Fonte: Adaptado MENDES JUNIOR, 2014.

A função de transferência do filtro que demonstra o seu comportamento, obtida pelas Leis de *Kirchhoff* e análise de circuitos, é dada por (10).

$$G(s) = \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2 s^2 + C_1 (R_1 + R_2) s + 1} \quad (10)$$

Em que:

$G(s)$ é a função de transferência do filtro passa baixa no domínio da frequência em questão;

R_1 , R_2 , C_1 e C_2 são os valores dos resistores em $[\Omega]$ e capacitores em $[F]$ vistos na tabela 5.

Utilizando as mesmas instruções de Pertence Junior (2003), o ganho (K) e a frequência de corte foram estabelecidos e os valores de a e b retirados das tabelas fornecidas pelo autor, sendo escolhida a aproximação *Butterworth*, de segunda ordem e realizada a conversão da frequência em Hz pela frequência angular em rad/s, através da equação (7).

O valor do capacitor C_2 foi selecionado seguindo o critério de um valor próximo ao comercial de $10/f_c$ (sendo o resultado em μF se f_c for em Hz). Em seguida, encontrou-se um valor para o capacitor C_1 , fornecidos pela condição da equação (11).

Também calculou-se um valor para os resistores R1 e R2, encontrados respectivamente nas equações (12) e (13).

$$C_1 \leq \frac{[a^2 + 8b(K - 1)]C_2}{4b} \quad (11)$$

$$R_1 = \frac{2}{[aC_2 + \sqrt{[a^2 + 4b(K - 1)]C_2^2 - 4bC_1C_2}]\omega_c} \quad (12)$$

$$R_2 = \frac{1}{bC_1C_2R_1\omega_c^2} \quad (13)$$

Em que:

ω_c é a frequência angular em [rad/s];

f é a frequência de corte em [Hz];

K é o ganho do filtro, adimensional;

R1 e R2 são os valores das resistências em [Ω];

C1 e C2 são os valores das capacitâncias em [F];

a e b são os valores que correspondem à aproximação *Butterworth*.

Realizando os cálculos dos valores e aproximando aos valores comerciais disponíveis, os componentes calculados e comerciais estão listados na tabela 5.

Tabela 5 - Cálculos dos componentes do filtro passa baixas projetado.

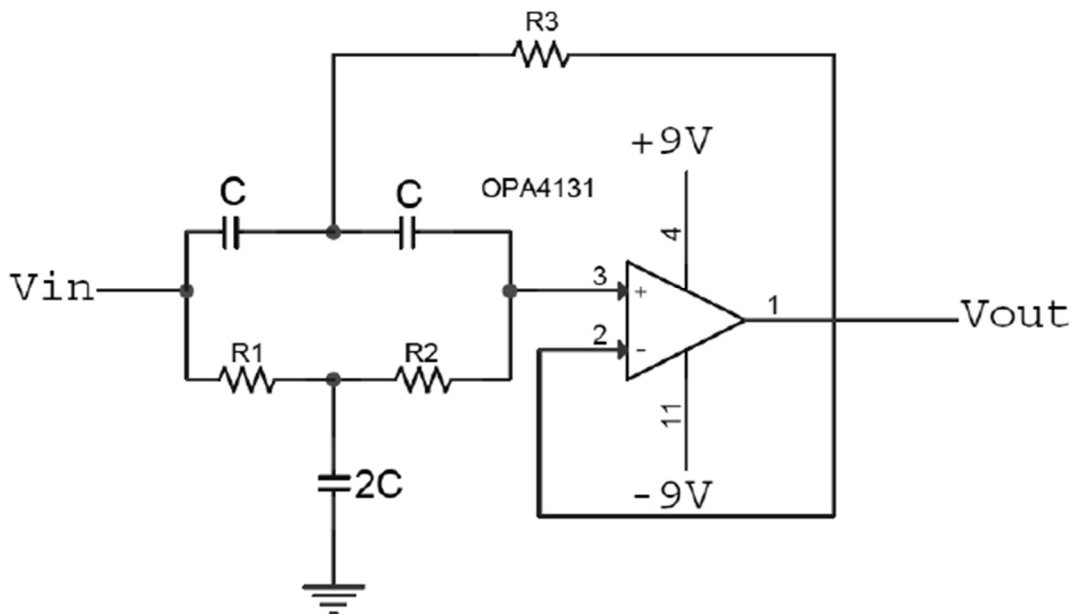
Componente	Valor Calculado	Valor Comercial
a	1,414214	-
b	1	-
ω_c	251,33	-
R1	15552,58	12k Ω
R2	40717,19	47k Ω
C1	100E-09	100nF
C2	250E-09	247nF

Fonte: Autoria Própria.

3.1.3.3 Filtro rejeita-faixa de segunda ordem

No circuito do filtro rejeita-faixa foram utilizados dois estágios formando um filtro de segunda ordem, como apresentado na Figura 23, tendo ganho uniforme em ambos CIs para que a etapa de posterior amplificação se torne responsável inteiramente pelo circuito de processamento de sinal.

Figura 23 - Filtro rejeita-faixa com topologia de *Sallen e Key* com ganho unitário.



Fonte: Adaptado de MENDES JUNIOR, 2014

Utilizando as mesmas instruções de Pertence Junior (2003), construiu-se um filtro rejeita-faixa de 60 Hz usando as estruturas de *Sallen e Key*, igual da passa-baixa.

A função de transferência do filtro que demonstra o seu comportamento, obtida pelas Leis de *Kirchhoff* e análise de circuitos, é dada por (14).

$$G(s) = \frac{2R_1R_2R_3C_1^3s^3 + R_3C_1^2s^2(R_1 + R_2) + 2C_1R_3s + 1}{2R_1R_2R_3C_1^3s^3 + R_3C_1^2s^2(5R_1 + R_2) + 2C_1(R_1 + R_3)s + 1} \quad (14)$$

Os valores dos dois capacitores C foram selecionados seguindo o critério de um valor próximo ao comercial de $10/f_c$ (sendo o resultado em μF se f_c for em Hz).

Pertence Junior (2003) afirma que o valor de Q_0 não pode ser superior a 10, este valor influencia diretamente nos valores dos componentes passivos. O fator Q_0

foi calculado com base nas frequências de corte inferior e superior como sendo 55Hz e 65Hz respectivamente. Em seguida, encontrou-se um valor para os resistores R1, R2 e R3, encontrados respectivamente nas equações (15), (16) e (17).

$$R_1 = \frac{1}{2Q_0\omega_c C} \quad (15)$$

$$R_2 = \frac{2Q_0}{\omega_c C} \quad (16)$$

$$R_3 = \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2} \quad (17)$$

Em que:

ω_c é a frequência angular em [rad/s];

f é a frequência de corte em [Hz];

K é o ganho do filtro, adimensional;

Qo é o fator de qualidade do filtro, adimensional.

R1 e R2 e R3 são os valores das resistências em [Ω];

C é o valor da capacitância em [F];

a e b são os valores que correspondem à aproximação *Butterworth*.

Realizando os cálculos dos valores e aproximando aos valores comerciais disponíveis, os componentes calculados e comerciais estão listados na tabela 6.

Tabela 6: – Cálculos dos componentes do filtro rejeita faixa projetado.

Componente	Valor Calculado	Valor Comercial
a	1,414214	-
b	1	-
ω_c	376,9911	-
Qo	5,99	
R1	2,212E+03	2,7k Ω
R2	318E+03	330k Ω
R3	2,15E+03	2,2k Ω
C	100E-09	100nF

Fonte: Autoria Própria.

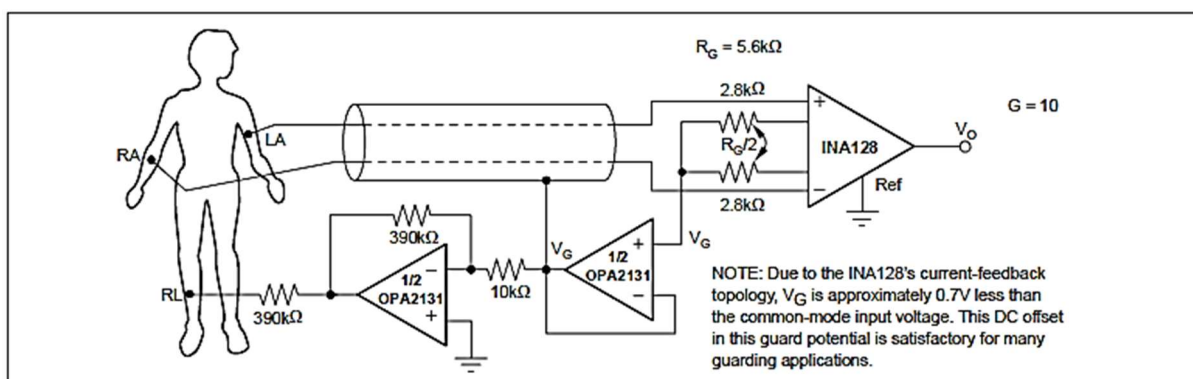
3.1.4 Circuito da Perna Direita (*Right Leg Driver*)

Para a minimização dos ruídos de modo comum causados por fontes externas optou-se pela utilização de um circuito utilizando AMPOPs, que invertem o sinal de ruído e realizam uma realimentação deste mesmo sinal ao corpo através da perna direita.

Basicamente a montagem do circuito consiste em um *Buffer*, utilizado para o casamento das impedâncias e a inversão do sinal através de um amplificador com configuração inversora.

O circuito tem como referência o *datasheet* do CI INA129 da *Texas Instruments*, 2015, que pode ser observado na figura 24.

Figura 24 - *Right Leg Driver* com INA129.



Fonte: TEXAS INSTRUMENTS, 2015.

Sem este circuito o sinal perde sua referência passa a flutuar, gerando valores aleatórios na saída do circuito.

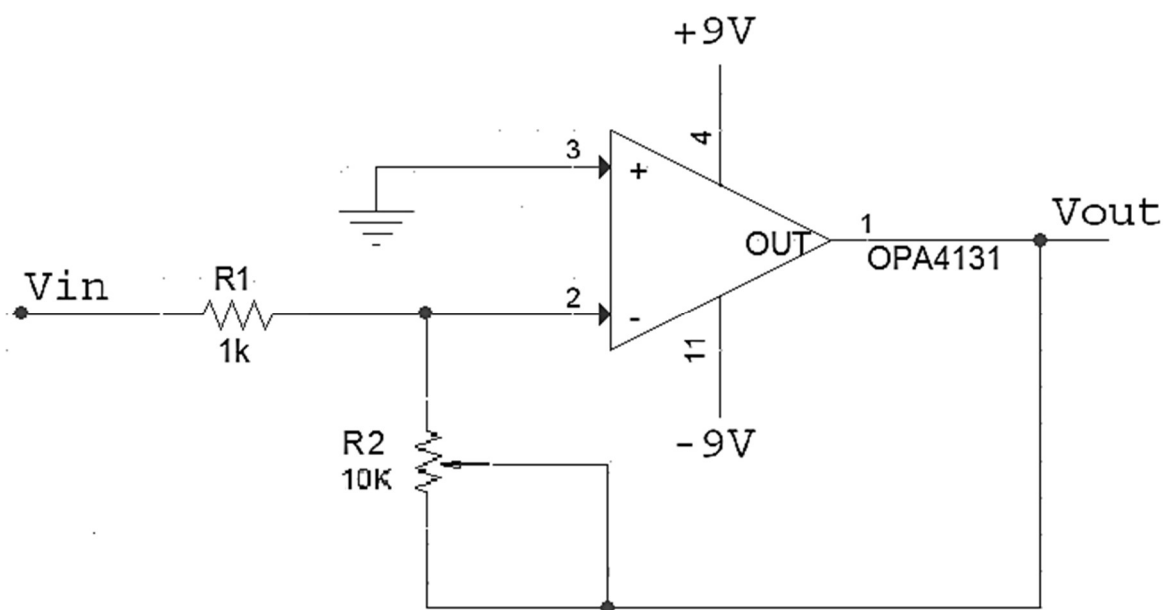
3.1.5 Amplificação – Segundo Estágio

Utilizando o mesmo CI utilizado na filtragem para aproveitar as portas ainda disponíveis, foi montado um amplificador não inversor como mostrado na figura 25. O amplificador inversor não apresenta defasagem do sinal de saída e ainda apresenta

alta impedância de entrada, posto que a mesma é igual ao produto da resistência de entrada do amplificador por um fator muito grande.

Este circuito tomou como base o autor Pertence Junior, que indica esta configuração de amplificador.

Figura 25 - Amplificador inversor



Fonte: Autoria Própria.

Para este estágio foram escolhidos resistores de $1\text{k}\Omega$ e $10\text{k}\Omega$ (ajustável) respectivamente. Com estes valores para R_1 e R_2 , o ganho é calculado através da equação (18).

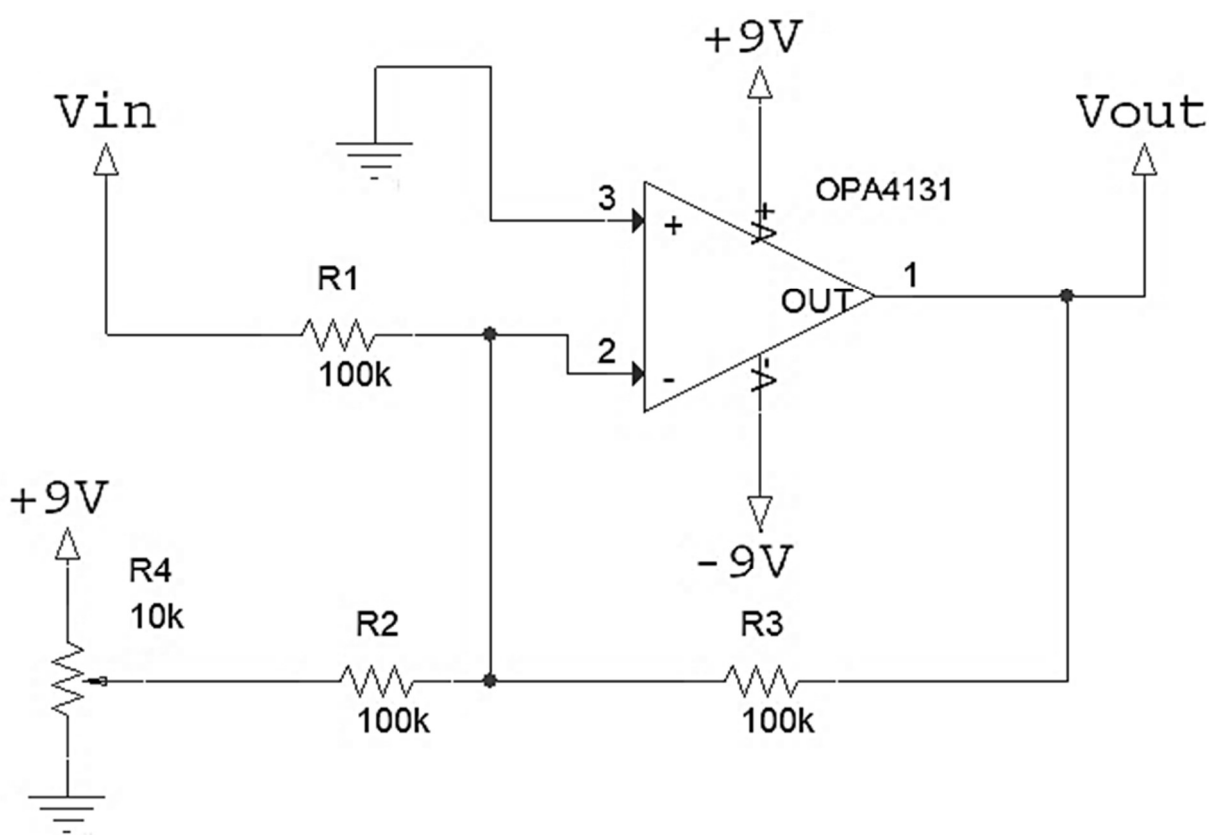
$$A_{VF} = \frac{V_o}{V_i} = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (18)$$

Através desta fórmula e alterando o valor do resistor ajustável, tem-se um ganho de aproximadamente 3 (resultado obtido experimentalmente) para este segundo estágio. Verifica-se que o ganho em malha fechada pode ser controlado pelo circuito de realimentação negativa.

3.1.6 Circuito de *Offset*

Para garantir que a entrada do microcontrolador possua um nível de tensão positiva, deve-se inserir uma tensão contínua somada ao sinal, que permitirá o deslocamento do nível de tensão e torna o sinal positivo em toda sua extensão. Para definir o valor de tensão necessário a ser adicionado, utilizou-se um resistor ajustável além de uma associação de resistores que garantem essa alteração no nível de tensão, sendo eles R1, R2, R3 e R4 conforme figura 26.

Figura 26 - Circuito de *Offset*



Fonte: Autoria Própria.

O sinal do *trimpot* é necessário, pois o ECG possui componentes negativas. Este nível de tensão não é aceito na entrada analógica do microcontrolador, tornando-se necessário um deslocamento do sinal para que fique totalmente positivo em toda sua transmissão. Deve-se atentar também ao nível de tensão máxima da porta analógica de modo a não danificar as portas do microcontrolador. Este ajuste é realizado na prática analisando-se os valores máximos e mínimos que o sinal pode

alcançar. O potenciômetro recebe o sinal de 9V na entrada e conforme o ajuste de resistência faz com que o sinal de saída seja um nível de tensão entre 0 e 5V.

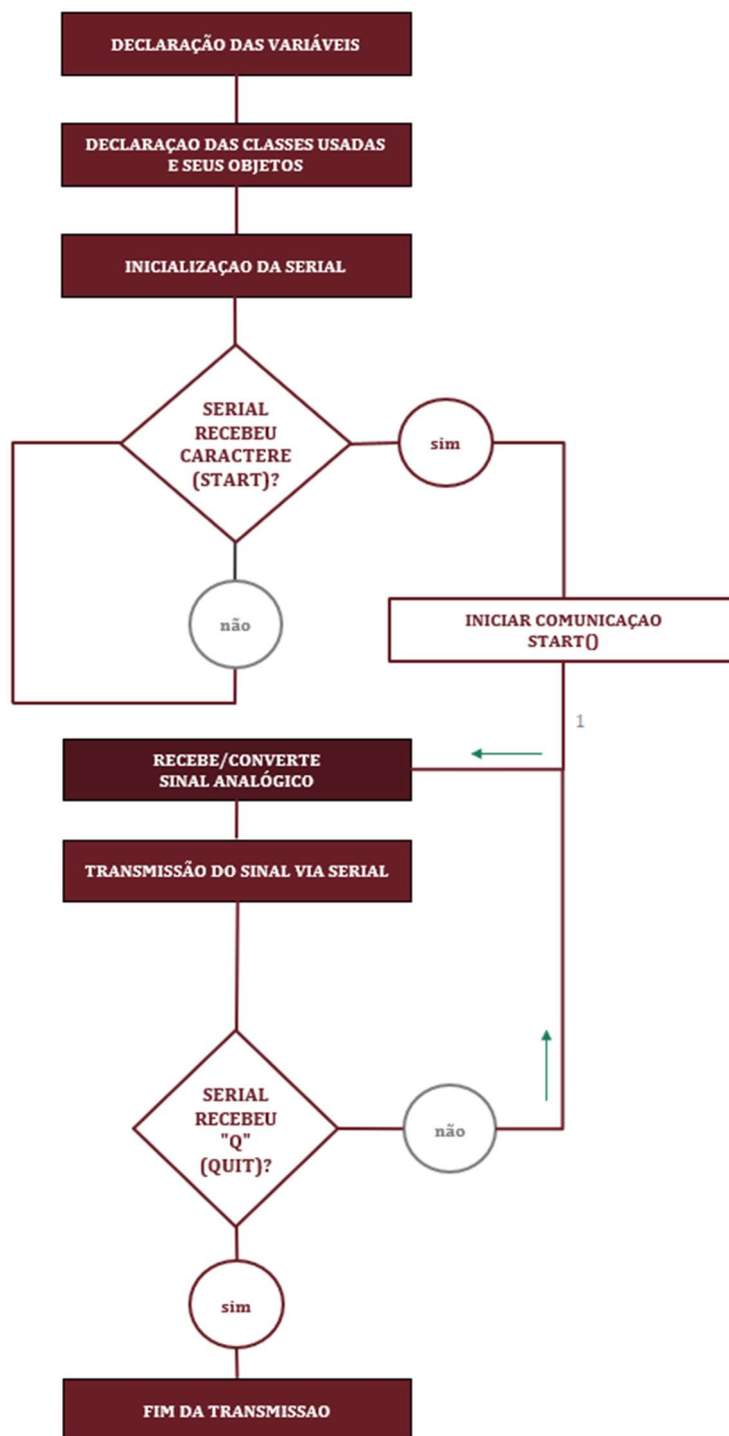
Para este projeto, o valor de resistência (ajuste do *trimpot*) alcançado é de 1,1k Ω em relação ao GND.

3.2 PROCESSAMENTO DO SINAL

Após o condicionamento dos sinais de ECG captados através de eletrodos, o microcontrolador realiza o processamento do sinal através de etapas como conversão de analógico para digital, conversão dos dados, comunicação com módulo *Bluetooth*.

A programação do microcontrolador é realizada seguindo o fluxograma correspondente, apresentado na figura 27.

Figura 27 - Fluxograma da Programação do Microcontrolador.



Fonte: Autoria Própria.

O *firmware* foi realizado utilizando o IDE do Arduino. Para que sua comunicação com o módulo *Bluetooth* funcione corretamente, o *Bluetooth* deve estar alimentado com tensão de alimentação maior que 3,6V e ligado às I/Os configuradas como TX e RX do Arduino, por *default*, pinos 0 e 1.

3.2.1 Taxa de Conversão do Arduino

Considerando o *clock* de 16MHz e o número de pulsos de *clock* necessários igual a 13, que resulta em 9600 amostras por segundo. Experimentalmente no Arduino foi observado um tempo médio entre cada conversão de 108 a 116ms. Isto significa cerca de 8600 amostras por segundo, o que se aproxima ao calculado.

Para a transmissão via *serial*, o Arduino consome ainda um pouco desta banda, cerca de 800ms para transmissão e conversão do valor para “ascii”, porém sem comprometer o “tempo real” do sinal.

A soma da conversão AD com a transmissão *serial* resulta em um tempo médio de 940ms e uma frequência de amostragem de 1063 amostras por segundo. Pelo fato do sistema possuir um sinal que possui uma frequência de Nyquist de 80Hz, a taxa de amostragem obtida atende aos critérios de projeto.

3.2.2 Módulo *Bluetooth*

O dispositivo escolhido para realizar a transmissão *Bluetooth* é o JY-MCU-HC06, representado na figura 29. Possui faixa de frequência de operação de 2,4 GHz banda ISM, interface *serial* e função de configuração de *baud rate*.

Figura 28 - Módulo *Bluetooth* JY-MCU-HC06



Fonte: TOMEKO,2018

Alguns módulos trabalham com uma tensão de 5V, porém o módulo *Bluetooth* HC-06, que trabalha como escravo dentro da rede, possui uma limitação quanto à tensão de entrada (RX). Esta tensão não pode ultrapassar 3,3V. Caso ultrapasse este valor, a entrada do módulo poderá queimar e o módulo não funcionará mais de modo correto.

Para corrigir este problema, deve ser realizado um divisor resistivo que tem a função de limitar a tensão no pino RX. Este divisor consiste em dois resistores, um

ligado entre o pino TX do Arduino e o ponto central, chamado de R1 e o outro entre o ponto central e a referência (GND), chamado R2. A tensão que vai para o RX é a mesma tensão que está sobre o resistor R2. Para calcular o resistor R2, deve-se solucionar a seguinte equação (19).

$$V_{OUT} = \frac{R_2 * V_{IN}}{R_1 + R_2} \therefore R_2 = 405\Omega \quad (19)$$

Em que:

Vout é a tensão de saída do circuito (tensão sobre R2).

Vin é a tensão de entrada do circuito (tensão do pino TX do Arduino – nível 5V).

R1 é o resistor entre o TX do Arduino e o RX do *Bluetooth*.

R2 é o resistor entre o RX do *Bluetooth* e a referência (GND).

Para calcular R2 definiu-se *Vout* como 3,18V e o valor de R1 como 2,7kΩ. Assim o valor calculado de R2 é igual a 4,7kΩ.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após as definições dos componentes necessários e os seus respectivos valores, deve-se iniciar o desenvolvimento dos circuitos eletrônicos dos módulos de sensores, necessários para a aquisição dos sinais fisiológicos e comunicação sem fio *Bluetooth* com *smartphones* e *tablets*.

Com a conclusão da construção devem ser simulados e testados os circuitos verificando se atendem aos critérios e objetivos definidos no projeto.

A avaliação em seres humanos será realizada somente após a aprovação do protocolo de pesquisa pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UTFPR.

4.1 TESTES DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS

Para validar o sistema de aquisição dos dados projetado deve-se passar por uma série de etapas as quais indicam se o circuito cumpre ou não os critérios de projeto.

A comparação é realizada através de dois métodos: a simulação do circuito no MATLAB® através das funções de transferência dos filtros e a comprovação a partir de dados retirados do circuito real.

4.1.1 Simulação MATLAB®

O MATLAB® é uma ferramenta matemática utilizada para a realização de cálculos simples e complexos, simulações, entre outras funcionalidades.

Para a simulação em MATLAB® foi realizada a construção de um *script* onde foram declarados os parâmetros matemáticos, foram inseridas as funções de transferência dos filtros realizados no projeto, encontradas nas equações (06), (10) e (14). Com a multiplicação destas funções de transferência, tem-se a função final de saída dos filtros.

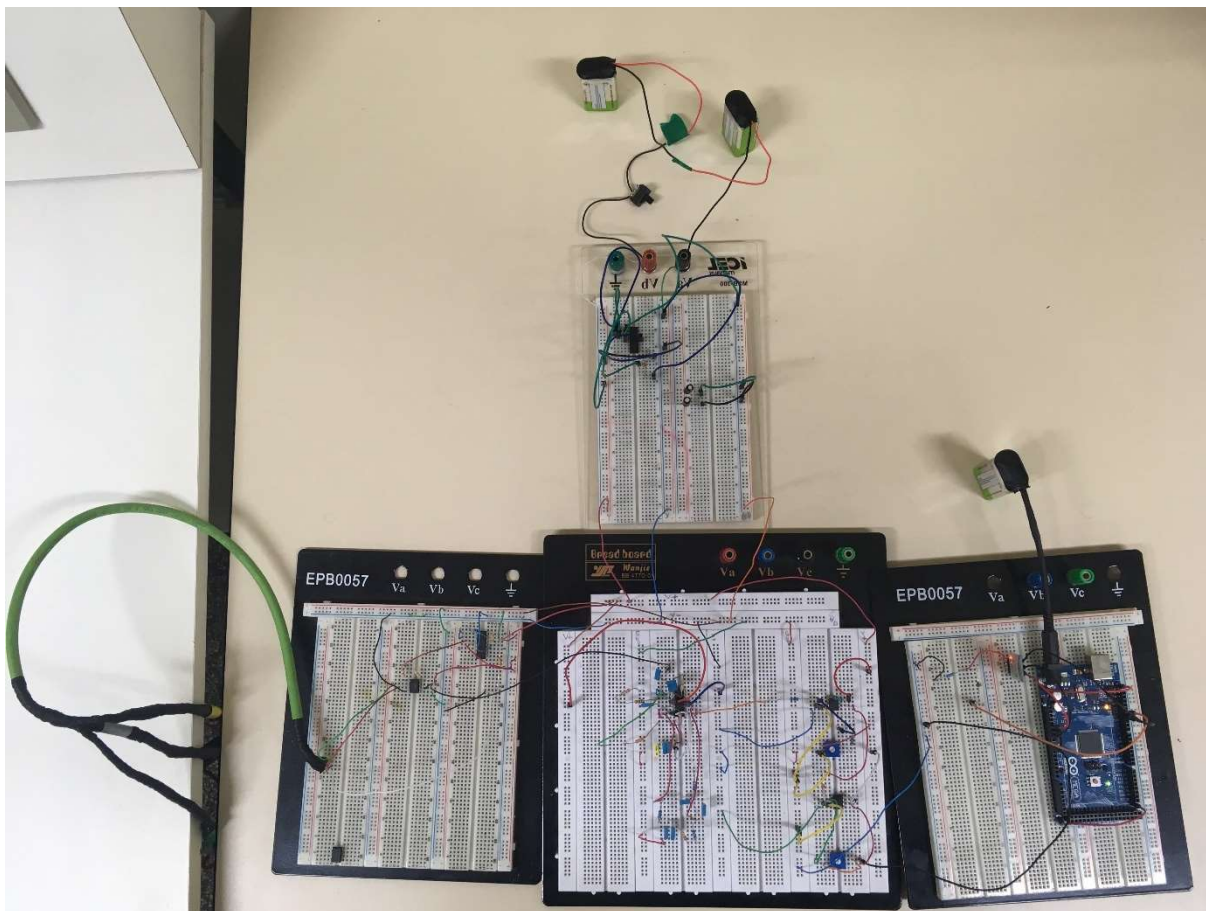
A partir desta equação pode-se obter o diagrama de bode (resposta em frequência) e verificar se o circuito está atendendo aos critérios de projeto.

4.1.2 Simulação Circuito De Condicionamento de Sinais

Para realizar a simulação confeccionou-se o seguinte circuito, que pode ser visto na fotografia 1. O qual os valores foram todos calculados através das equações correspondentes apresentadas neste trabalho.

Para a simulação deste circuito foi gerada uma onda senoidal, através do osciloscópio *Agilent DSO-2012*, com amplitude de pico de 20 mV, com variação de sua frequência, respeitando os limites anteriores.

Fotografia 1 – Matriz de contatos do circuito de condicionamento de sinais



Fonte: Autoria própria.

4.2 RESULTADOS DOS SISTEMAS DE CONDICIONAMENTO E TRANSMISSÃO DE DADOS

A figura 29 apresenta os resultados obtidos através dos três métodos anteriormente citados: MATLAB® e circuito montado em protoboard. Ao variar a frequência no osciloscópio pode-se verificar a variação da amplitude de acordo com o projeto de filtros. Neste caso deve-se converter o valor de amplitude para uma relação em decibéis.

Desta maneira pode-se observar a resposta em frequência do circuito. Para este cálculo, deve-se seguir a equação 20.

$$A_{dB} = 20 \log \left(\frac{V_{OUT}}{V_{IN}} \right) \quad (20)$$

Em que:

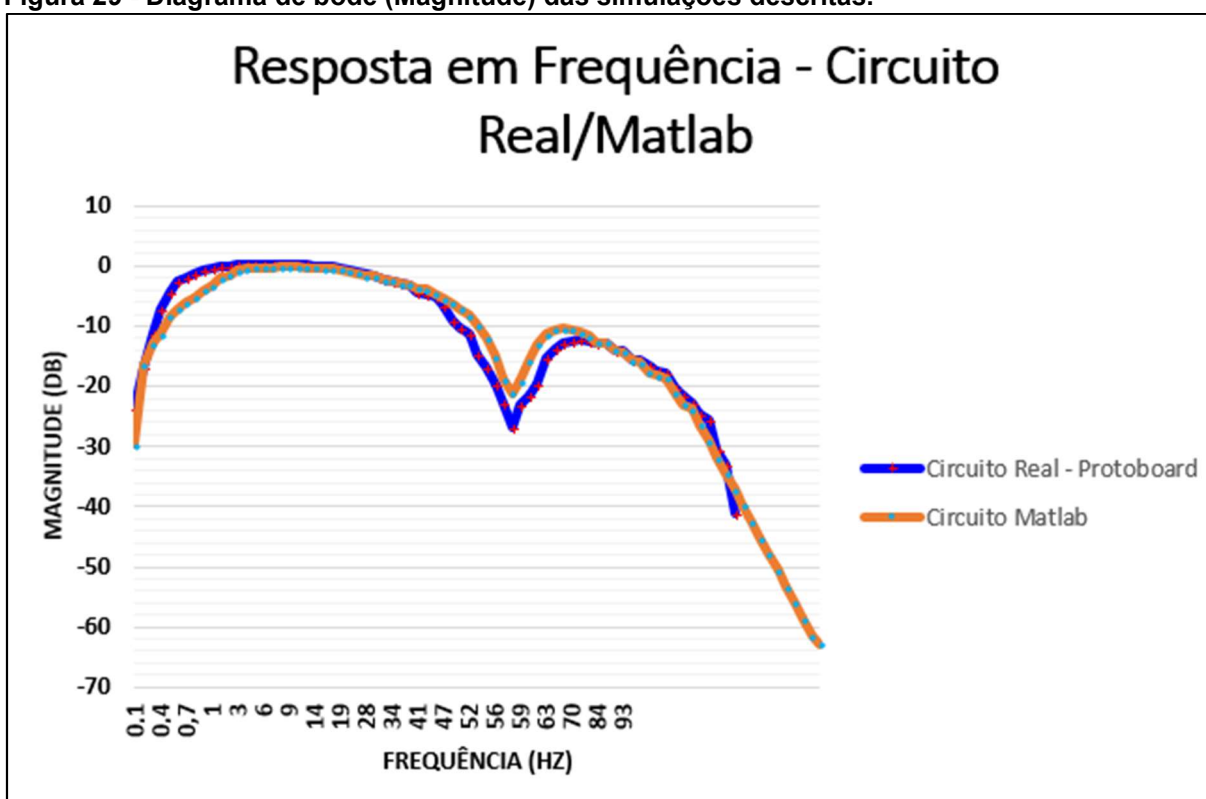
A_{dB} é o ganho em decibéis.

V_{out} é a tensão de saída em Volts;

V_{in} é a tensão de entrada em Volts;

Nota-se, na Figura 29, que os valores obtidos no circuito se aproximaram muito dos valores correspondentes à simulação, pois ambas as curvas estão praticamente sobrepostas.

Figura 29 - Diagrama de bode (Magnitude) das simulações descritas.



Fonte: Autoria própria.

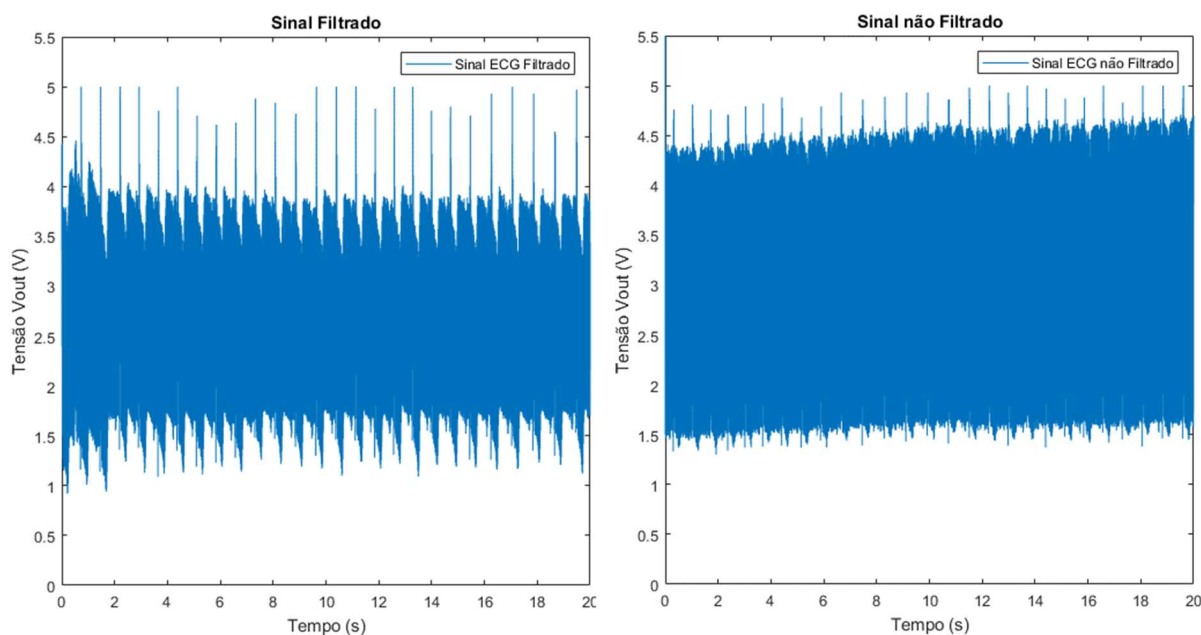
Entretanto, é encontrada uma certa diferença no filtro rejeita-faixa realizado. O circuito apresenta uma variação maior da atenuação em torno de -25dB próximo a frequência de corte estabelecida em 60Hz. Esta queda mais abrupta deve-se ao fato de que os componentes utilizados possuem um percentual de erro que pode variar entre 1% para resistores de precisão e 5% para resistores comerciais normais, além de capacitâncias e flutuação da tensão de alimentação do circuito.

O resultado deste filtro pode ser observado na figura 30, representando o sinal não filtrado em comparação com o sinal filtrado (analogicamente) do sistema. Pode-

se notar na figura 30 que o sinal não filtrado possui uma grande quantidade de ruídos não desejados, os quais dificultam a análise e identificação dos picos do complexo QRS.

Após a passagem pelos filtros o sistema apresenta uma forma de onda mais definida e acentua a aparição dos picos do complexo QRS.

Figura 30 - Comparação entre sinal não filtrado e sinal filtrado – Tensão x Tempo.

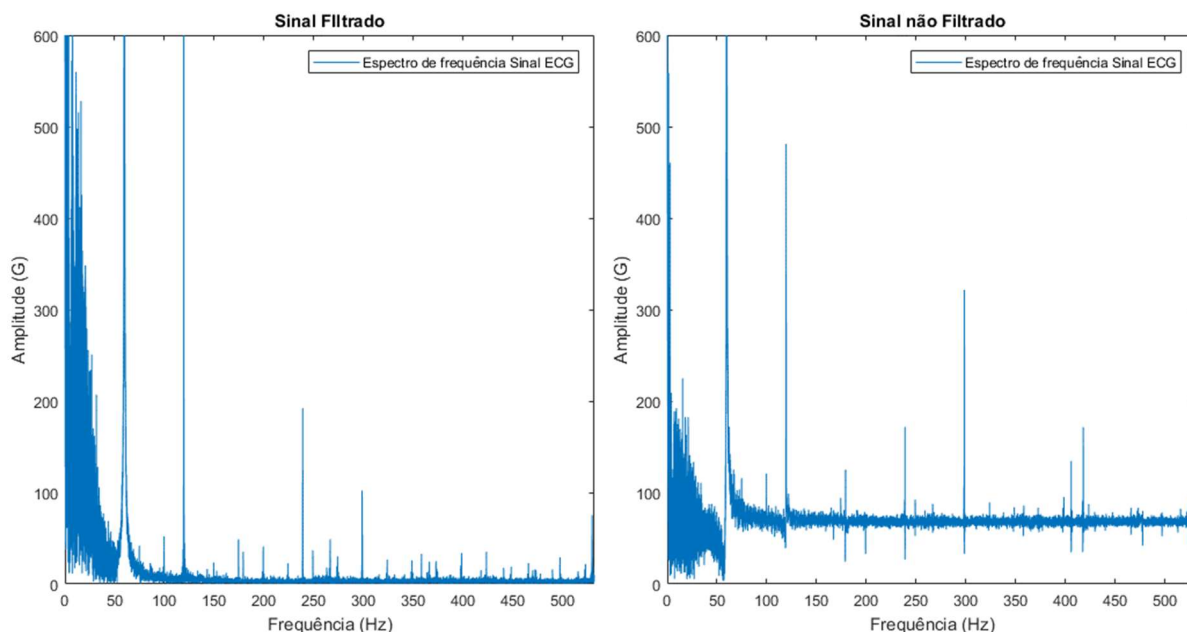


Fonte: Autoria própria.

Mesmo com todas as etapas de filtragem através dos AMPOP's, o sinal apresenta uma grande quantidade de ruídos provenientes das fontes já mencionadas neste trabalho, sendo a mais prejudicial, a frequência da rede. Isto deve-se ao fato dos circuitos serem montados em *protoboard*, com a utilização de fios para a conexão entre os dispositivos. Estes fios acabam atuando como antenas captadoras de ruído externo, trazendo-os para o circuito e interferindo nas formas de onda obtidas.

Pode-se observar melhor a presença destas frequências indesejadas na figura 31, que através da transformada rápida de Fourier traz o espectro de frequência dos sinais (sinal útil + ruído) presentes no sinal de ECG captado e realiza a comparação entre o sinal filtrado e o sinal não filtrado.

Figura 31 - Comparação entre o espectro do sinal não filtrado e sinal filtrado – Amplitude x Frequência



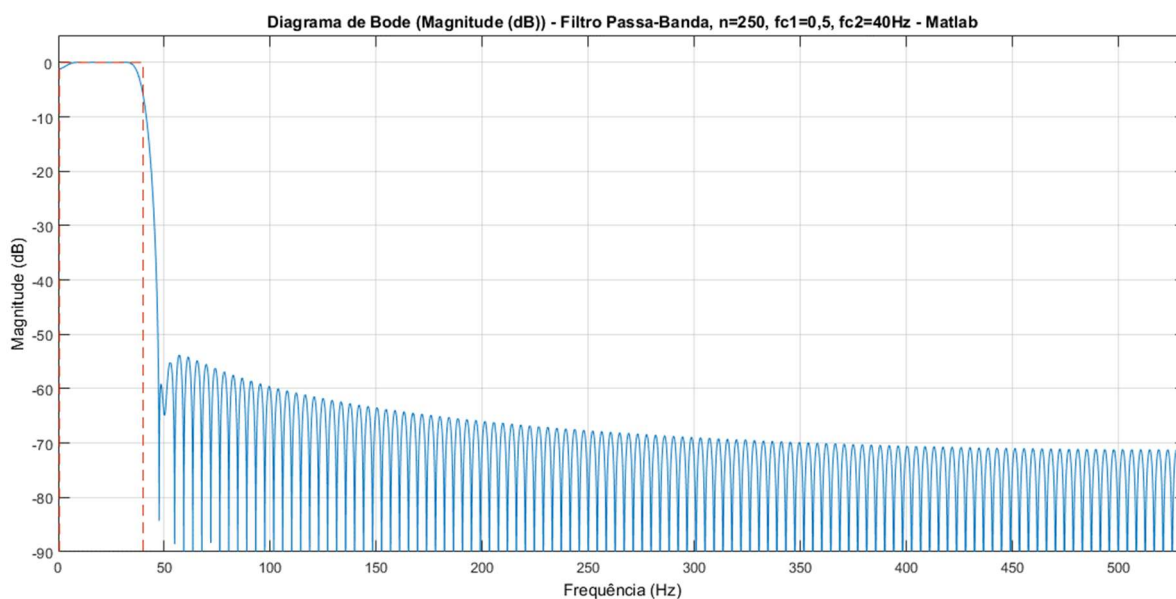
Fonte: Autoria própria.

O gráfico nos indica a presença das diversas frequências de sinais e ruídos no circuito. Na faixa de 0 a 40Hz verifica-se a presença do sinal de ECG caracterizada pelo complexo QRS no caso do monitoramento cardíaco. Observa-se que mesmo aplicando-se uma filtragem do ruído de 60Hz da rede elétrica, o seu espectro ainda está presente no sinal.

As frequências acima de 60 Hz foram atenuadas, porém ainda aparecem no circuito, como por exemplo: As harmônicas em 60Hz, tendo como 2ª, 120Hz e 4ª, 240Hz e 5ª, 300Hz.

Para realizar a análise dos picos com maior exatidão, foi realizado um filtro digital no *software* MATLAB®, eliminando as frequências indesejadas no resultado.

O filtro escolhido foi um filtro FIR, que significa *Finite Impulse Response*, o qual é de duração finita, ou seja, estabilizando em zero. A ordem do filtro utilizada é igual a 250. As frequências de corte definidas foram as mesmas utilizadas no filtro analógico 0,5 a 40Hz. Na figura 32 pode-se observar o diagrama de bode (Magnitude) do filtro desenvolvido através do *software* MATLAB®.

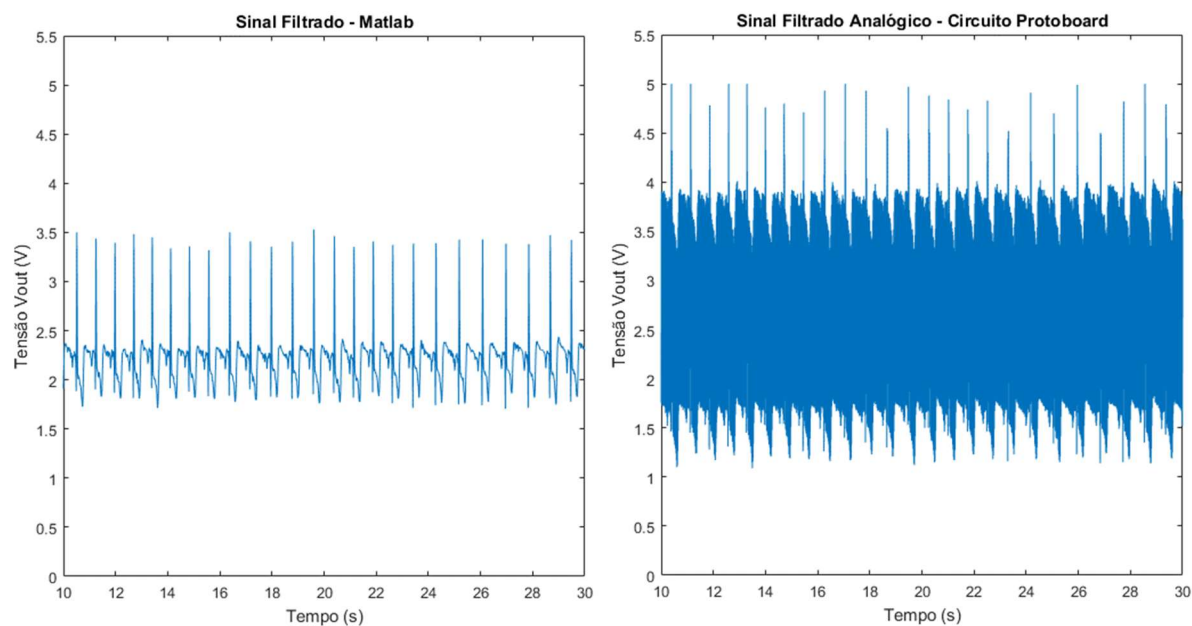
Figura 32 - Diagrama de bode (Magnitude (dB)) - Filtro Passa-Banda MATLAB®

Fonte: Autoria própria.

Pode-se verificar que o filtro tem resposta oscilatória após a frequência de corte, porém possui resposta plana em sua faixa de passagem, importante para não danificar o sinal. Este filtro atende às características de projeto para eliminação total da frequência da rede elétrica.

A comparação dos sinais filtrados analógica e digitalmente pode ser realizada observando-se a figura 33, que apresenta os dois sinais.

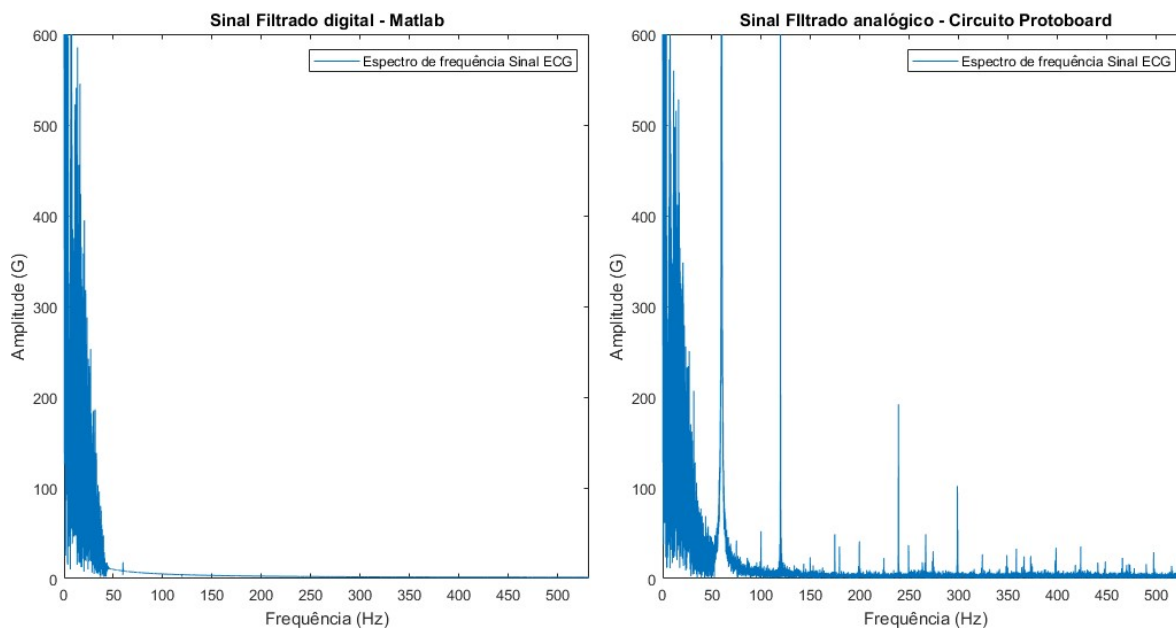
Figura 33 - Comparação entre sinal filtrado – circuito analógico e sinal filtrado através do MATLAB® – Tensão x Tempo



Fonte: Autoria própria.

O filtro realizado através do MATLAB® apresenta grande atenuação das componentes ruidosas do sinal. Pode-se observar que a presença da frequência da rede ainda era grande no sinal filtrado somente através de filtragem analógica. A comprovação do funcionamento deste filtro é visível no espectro de frequência destes sinais apresentados na figura 34.

Figura 34 - Comparação entre o espectro do sinal não filtrado e sinal filtrado – Amplitude x Frequência

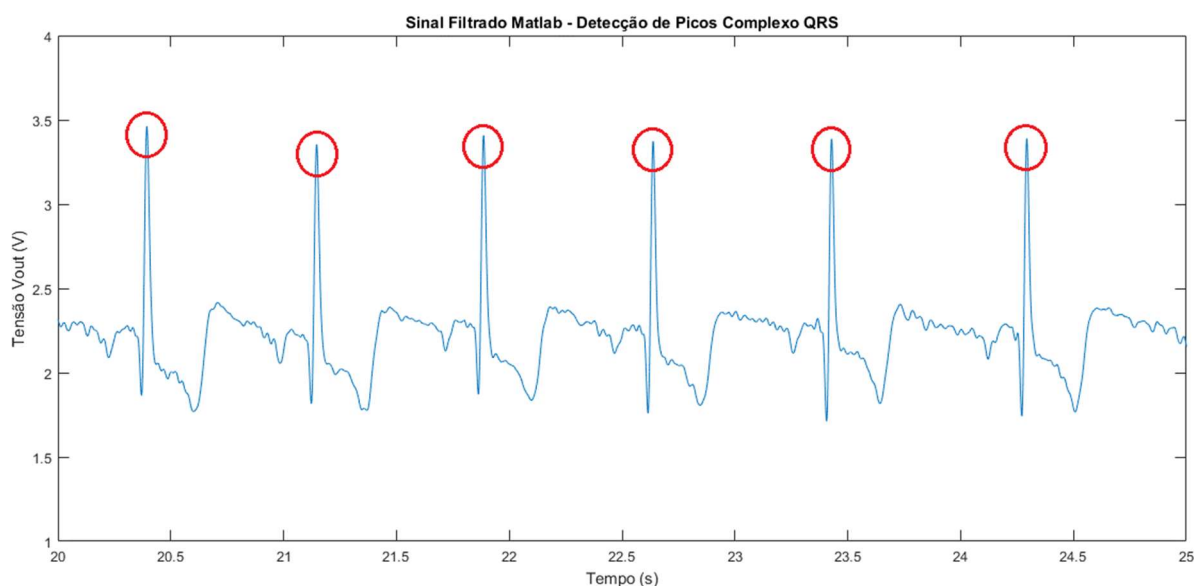


Fonte: Autoria própria.

O sinal de saída do MATLAB® apresenta a eliminação completa das componentes de ruído antes presentes no sinal. Somente a faixa de passagem do filtro, 0,5 a 40Hz, está compreendida observando o espectro de frequências. Esta filtragem é necessária para que se possa analisar com exatidão os picos do complexo QRS encontrados, sem que haja a possibilidade de identificação dos chamados falsos picos, onde pode-se confundir uma amplitude de um complexo QRS com algum ruído existente.

A identificação dos picos do complexo QRS pode ser realizada visualmente e fica evidente se utilizarmos o sinal de saída obtido através da filtragem utilizando o *software*. A figura 35 apresenta uma janela do sinal filtrado entre 20 e 25 segundos e os picos são evidenciados através de uma coloração vermelha inserida pelo autor.

Figura 35 – Detecção de picos QRS utilizando o sinal filtrado do MATLAB®.



Fonte: Autoria própria.

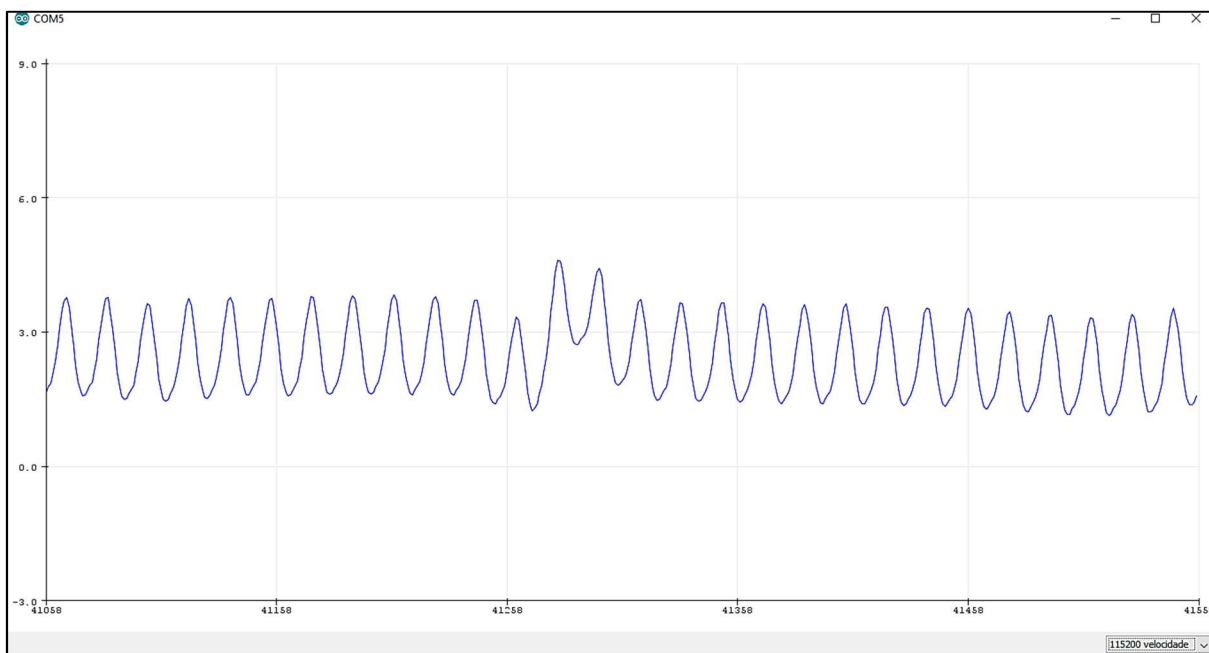
Com a identificação dos picos do complexo QRS realizados, considerando que o paciente possui um ritmo cardíaco regular, pode-se estimar a frequência cardíaca através da identificação do intervalo R-R entre as ondas. O tempo entre um intervalo R-R é considerado um batimento cardíaco. Realizando a medição entre 21,15 segundos e 22,89 obtém-se um tempo de 0,74 segundos. Este é o tempo para um batimento, em 60 segundos (01 minuto) tem-se uma frequência cardíaca de:

$$BPM = \frac{60}{T_{RR}} \therefore BPM = \frac{60}{0,74} = 81 \text{ Batimentos por minuto} \quad (21)$$

Para realizar a transmissão via *Bluetooth* foi utilizado a IDE do microcontrolador Arduino. Este ambiente de programação possui um monitor *serial*, que em formato de terminal mostra tudo o que está sendo transmitido na porta *serial* indicada. A IDE possui também um *plotter serial* que gera um gráfico com os dados no formato 'ascii'. O gráfico gerado pelo *plotter serial* representa o sinal recebido em amplitude pelo tempo, indicado nas amostras conforme são recebidas. Para identificar o momento do recebimento do sinal em segundos, deve-se dividir o número da amostra recebida pela taxa de amostragem por segundo. A comunicação *serial* pode acontecer através de cabo físico ou módulo *Bluetooth*.

A figura 36 apresenta um momento do recebimento do sinal no qual um batimento cardíaco é captado.

Figura 36 – Sinal de saída do circuito apresentado no *plotter serial* do Arduino IDE



Fonte: Autoria própria.

Como este sinal é somente o sinal de saída do circuito, sem a aplicação de filtro digital, há a presença significativa da frequência da rede elétrica que afeta o circuito.

5 CONCLUSÃO

Em uma visão geral, o trabalho apresentou resultados satisfatórios, tanto na parte de condicionamento de sinais quanto na conversão e transmissão do sinal via protocolo sem fios. O sistema de condicionamento de sinais atenuou os ruídos em grande parte, faltando, porém, reduzir a frequência da rede a ponto de transmitir um sinal limpo ao usuário final. A finalização do condicionamento de sinais culminou na utilização de filtro digital através do *software* MATLAB®. Por fim, a transmissão dos dados deu-se através do microcontrolador Arduino que atuou no recebimento do sinal através de sua porta analógica, conversão do sinal no formato “ascii” e transmissão via *Bluetooth*.

As etapas do trabalho apresentaram dificuldades a serem discutidas. Na aquisição e condicionamento do sinal a principal dificuldade apresentada foi a eliminação da frequência da rede elétrica, onde até mesmo uma variação na iluminação artificial da sala de testes apresentava interferências no sinal de saída do circuito. A transmissão dos sinais teve seu maior desafio na velocidade de processamento do microcontrolador. A etapa de aquisição do sinal analógico atendeu aos critérios de projeto, porém a conversão em “ascii” e a transmissão *serial* reduziram em 9 vezes a taxa de amostras por segundo.

Para aplicações futuras recomenda-se a otimização do *hardware* de condicionamento de sinais alterando a ordem do filtro ou topologia e também a utilização de componentes de maior precisão como resistores e capacitores. Recomenda-se também a utilização de um microcontrolador com maior capacidade de processamento capaz de receber o número de amostras correspondente e atuar na atenuação dos ruídos com a implementação de filtragem digital utilizando o próprio processador.

Futuramente, o desenvolvimento de uma aplicação em sistema operacional *Android* pode popularizar ainda mais o desenvolvimento de sistemas de aquisição de sinais biomédicos nos mais remotos locais. Este era um dos objetivos secundários deste projeto, porém sem um desfecho positivo.

Dessa maneira, pode-se dizer que o sistema funcionou como esperado e os trabalhos futuros a serem apresentados trarão resultados mais significativos a nível institucional abrindo novos caminhos para o desenvolvimento da engenharia biomédica.

REFERÊNCIAS

RAMIREZ, Ernesto; **EngBio – Engenharia Biomédica**; Universidade Estadual de Londrina, 2015; Disponível em:
<<http://www.uel.br/pessoal/ernesto/2ele048/engbio.pdf>> Acesso em 14 Jun 2018.

SOUSA, Marcelo P. et al. Fundamentos de Redes de Cuidados Médicos.[s.l.], v. 2, n. 1, p.45-51, out. 2012. Revista de Tecnologia da Informacao e Comunicacao. <http://dx.doi.org/10.12721/2237-5112>.

PATEL, Maulin; WANG, Jianfeng. **Applications, Challenges, And Prospective In Emerging Body Area Networking Technologies**. IEEE *Wireless Communications*, v.17, n.1, p.80-88, fev.2010.

PEREIRA, Ricardo Victor Soares; KUBRUSLY, Marcos; MARÇAL, Edgar. Desenvolvimento, Utilização e Avaliação de uma Aplicação Móvel para Educação Médica: um Estudo de Caso em Anestesiologia. **Cinted-ufrgs: Novas Tecnologias na Educação**. Porto Alegre - Rs, p. 1-10. jul. 2017.

ALEMDAR, Hande; ERSOY, Cem. *Wireless sensor networks for healthcare: A survey*. **Computer Networks**, Istanbul, v. 54, n. 15, p.2688-2710, maio 2010.

SILVA, Bruno M. C. et al. Mobile-Health: A review of current state in 2015. **Journal Of Biomedical Informatics**. [s. L.], p. 265-272. jun. 2015.

BRASIL. **Constituição** (1988). **Constituição** da República Federativa do Brasil. Brasília, DF: Senado **Federal**: Centro Gráfico, 1988. 292 p.

DRUMMOND, José Geraldo de Freitas. Ética e inovação tecnológica em medicina. **Bioethikos - Centro Universitário São Camilo**, [s.i.], v. 1, n. 1, p.24-33, jan. 2007. Semestral.

CLARO, André Luis Saganski Costa. **Tecnologias sem fio para monitoramento remoto de pacientes**. 2011. 55 f. Monografia (Especialização) - Curso de Teleinformática e Redes de Computadores, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba - Pr, 2011.

GAGNON, M. P., NGANGUE, P., GAGNON, J. P., DESMARTIS, M.; **M-Health Adoption by Healthcare Professionals: A Systematic Review**. Journal of the American Medical Informatics Association. P 23: 212-220, 2016.

GUYTON, Arthur C.; HALL, John E. **Tratado de fisiologia médica**. Rio de Janeiro, RJ: Elsevier, 12ª edição, 2011.

TEIXEIRA, C. E.; **Uma Comparação entre Topologias de Amplificadores de Biopotencial para Eletrodos Secos Ativos baseados em PCI**. 71 f. Dissertação (Mestrado). Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica. Universidade Federal de Itajubá, Itajubá, 2015.

GUYTON, Arthur C.; HALL, John E. **Tratado de fisiologia médica**. Rio de Janeiro, RJ: Elsevier, 9ª edição, 1996.

SILVA, MARCIO C. **Sistema para Avaliação da Conformidade de Eletrocardiógrafos**, Dissertação (Mestrado), Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro - RJ, 2008

SILVA, RAFAEL E. A. P. **Captação e Transmissão de Biopotenciais**, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro - RJ, 2014.

CINGOLANI, H., HOUSSAY, A., **Fisiologia Humana de Houssay, capítulo Origem e propagação do impulso cardíaco: atividade elétrica do coração**, Porto Alegre, Artmed, pp. 256-276, 2004.

REFORSUS, Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerenciamento da Manutenção: capacitação a distância, Ministério da Saúde, Secretaria de Gestão de Investimentos em Saúde, **Projeto REFORSUS**. – Brasília, DF: Ministério da Saúde, 2002.

NEUMAN, Michael R; **The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition, Chapter 48: Biopotential Electrodes**; Ed. Joseph D. Bronzino, Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.

NEUMAN, Michael R; WEBSTER, John G.; **Medical Instrumentation: Application and Design, Chapter 5: Biopotential Electrodes**; John Wiley and Sons, pag 189-235, 1998.

EYSENBACH, Gunther. **What is e-health?** Journal Of Medical *Internet* Research. Bethesda, p. 10-11. 18 jun. 2001.

HUMMEL, G. S.; **O que é EHealth?** 2005. Disponível em: <<http://eHealth-summit.com/1097/index.html>>. Acesso em: 22 fev. 2016.

TSANG, J., MOHAN, S.; **Benefits of monitoring patients with mobile cardiac telemetry (MCT) compared with the Event or *Holter* monitors**. Dove Press Journal: Medical Device: Evidence and Research. P.1-5, 2014.

HAYKIN, Simon; MOHER, Michael. **Sistemas Modernos de Comunicações *Wireless***. São Paulo: Bookman, 2008.

LUGLI, Alexandre Baratella; GUILHERME SOBRINHO, Darlan. Tecnologias *Wireless* para Automação Industrial: *Wireless_Hart, Bluetooth, Wisa, Wi-Fi, ZigBee* e SP-100. **Instituto Nacional de Telecomunicações - Inatel**, Santa Rita do Sapucaí - Mg, p.1-16, mar. 2012

MARTINCOSKI, D. H., **Sistema para Telemetria de Eletrocardiograma utilizando Tecnologia *Bluetooth***, Dissertação (Mestrado), Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, p 1-99, 2003.

SATO, Roberto Masanori Vale. **Desenvolvimento, implementação e testes de um sistema de comunicação sem fio heterogêneo para acesso à serviços: Aplicações na telemedicina e domótica**. 122 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Pós Graduação Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Pará, Belém, 2011.

SILVA, D. F., **Sistema de Comunicação *Bluetooth* utilizando Microcontrolador**. 74 f. Trabalho de Conclusão de Curso. Engenharia da Computação, Escola Politécnica de Pernambuco - Universidade de Pernambuco, Recife, 2009.

ALECRIM, Emerson. **Tecnologia *Bluetooth*: o que é e como funciona?** Disponível em: <<http://www.infowester.com/Bluetooth.php>>. Acesso em: 21 NOV 2014.

SIEMEINTCOSKI, Michael Eberle. **Estudo e implementação de tecnologia sem fio utilizando protocolo *ZigBee***. 149 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Pós-Graduação Engenharia Elétrica, Universidade Regional de Blumenau, Blumenau, 2009.

ZigBee Alliance; ***ZigBee* Health Care: Control your health, wellness and fitness**; 2016; Disponível em: <<http://www.ZigBee.org/ZigBee-for-developers/applicationstandards/ZigBee-health-care/>> Acesso em 08 Jun 2018.

ANT; **Developing ANT in *Android***; 2014; Disponível em: <<https://www.thisisant.com/developer/ant/ant-in-Android/>> Acesso em 11 Jun 2018.

HERNANDEZ-SILVEIRA M, Ahmed K, Ang S-S, et al. Assessment of the feasibility of an ultra-low power, *wireless* digital patch for the continuous ambulatory monitoring of vital signs. **BMJOpen** 2015; 5 :e006606. doi:10.1136/bmjopen-2014-006606.

ARDUINO; 2018; Disponível em <<https://store.arduino.cc/arduino-mega-2560-rev3>> Acesso em 10 Jun 2018.

IGARASHI; Massaki de Oliveira; **Utilização de Filtros para Remoção de Interferência de Sinais de Eletrocardiograma** 63 f. Trabalho de Conclusão de Curso. Engenharia Elétrica, Universidade Presbiteriana Mackenzie, 2007.

HAYKIN, Simon; VEEN, Barry V. **Sinais e Sistemas**. 5. ed. Tradução José Carlos Barbosa dos Santos. Porto Alegre: Bookman, 668p., il. 2001.

NATIONAL INSTRUMENTS; **O que é condicionamento de sinal?**; 2018; Disponível em <<http://www.ni.com/white-paper/10630/pt/>> Acesso em 14 Jun 2018.

PERTENCE JÚNIOR A. **Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos**. 6a ed. Porto Alegre: Bookman, 2003

TEXAS INSTRUMENTS, **Precision, Low Power Instrumentation Amplifier**, INA128, INA129, Outubro 1995 – Revisado Outubro 2015. Disponível em: <<http://www.ti.com.cn/cn/lit/ds/symlink/ina128.pdf>>. Acesso em: 15 Mar 2016.

MENDES JUNIOR, J.J.A.; DE SARRO JUNIOR, A.D.; FRANTZ, S.H.; **Controle de um braço robótico através de eletromiografia**. 114 f. Trabalho de Conclusão de Curso. Tecnologia em Automação Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2014.

TEXAS INSTRUMENTS, **General- Purpose, FET-Input Operational Amplifiers**, OPA131, OPA2131, OPA4131, Novembro 1994 – Revisado Dezembro 2002. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa4131.pdf>>. Acesso em: 15 Mar 2016.

TOMEKO; 2018; Disponível em <http://tomeko.net/reviews/BT_module/index.php> Acesso em 10 Jun 2018.