



UNIVERSIDADE FEDERAL RURAL DO SEMI-ÁRIDO
PRÓ-REITORIA DE GRADUAÇÃO
CENTRO MULTIDISCIPLINAR DE PAU DOS FERROS
BACHARELADO EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA

JORGIANIA VANÉRICA ALVES DIAS

SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE BATIMENTO CARDÍACO DE BAIXO CUSTO

PAU DOS FERROS/RN

2017

JORGIANIA VANÉRICA ALVES DIAS

SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE BATIMENTO CARDÍACO DE BAIXO CUSTO

Monografia apresentada à Universidade Federal Rural do Semi-Árido como requisito para obtenção do título de Bacharel em Ciência e Tecnologia.

Orientador: Ernano Arrais Júnior, Prof. Dr.

Co-orientadora: Náthalee Cavalcanti de Almeida Lima, Prof. Dra.

PAU DOS FERROS/RN

2017

© Todos os direitos estão reservados a Universidade Federal Rural do Semi-Árido. O conteúdo desta obra é de inteira responsabilidade do (a) autor (a), sendo o mesmo, passível de sanções administrativas ou penais, caso sejam infringidas as leis que regulamentam a Propriedade Intelectual, respectivamente, Patentes: Lei nº 9.279/1996 e Direitos Autorais: Lei nº 9.610/1998. O conteúdo desta obra tomar-se-á de domínio público após a data de defesa e homologação da sua respectiva ata. A mesma poderá servir de base literária para novas pesquisas, desde que a obra e seu (a) respectivo (a) autor (a) sejam devidamente citados e mencionados os seus créditos bibliográficos.

D541s

Dias, Jorgiania Vanérica Alves.
Sistema de Aquisição de Batimento Cardíaco de Baixo Custo / Jorgiania Vanérica Alves Dias. 2017.
46 f. : il.

Orientador: Ernano Arrais Júnior.
Coorientadora: Náthalee Cavalcanti de Almeida Lima.
Monografia (graduação) - Universidade Federal Rural do Semi-árido, Curso de Ciência e Tecnologia, 2017.

1. ECG. 2. Batimento Cardíaco . 3. Bradicardia.
4. Taquicardia. I. Arrais Júnior, Ernano, orient.
II. Lima, Náthalee Cavalcanti de Almeida ,
coorient. III. Título.

O serviço de Geração Automática de Ficha Catalográfica para Trabalhos de Conclusão de Curso (TCC's) foi desenvolvido pelo Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação da Universidade de São Paulo (USP) e gentilmente cedido para o Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal Rural do Semi-Árido (SISBI-UFERSA), sendo customizado pela Superintendência de Tecnologia da Informação e Comunicação (SUTIC) sob orientação dos bibliotecários da instituição para ser adaptado às necessidades dos alunos dos Cursos de Graduação e Programas de Pós-Graduação da Universidade.

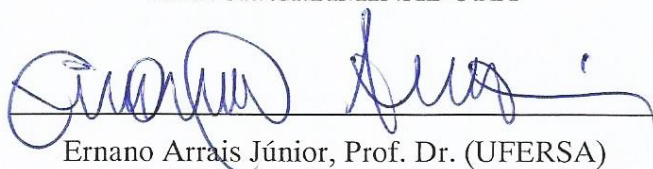
JORGIANIA VANÉRICA ALVES DIAS

SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE BATIMENTO CARDIACO DE BAIXO CUSTO

Monografia apresentada a Universidade Federal Rural
do Semi-Árido como requisito para obtenção do título
de Bacharel em Ciência e Tecnologia.

Defendida em: 10 / 05 / 2017.

BANCA EXAMINADORA



Ernano Arrais Júnior, Prof. Dr. (UFERSA)

Presidente

Náthalee Cavalcanti de Almeida Lima

Náthalee Cavalcanti de Almeida Lima, Prof. Dra. (UFERSA)

Membro Examinador

Francisco Carlos Gurgel da Silva Segundo

Francisco Carlos Gurgel da Silva Segundo, Prof. Msc. (UFERSA)

Membro Examinador

Dedico este trabalho, principalmente, a minha mãe **Vanci** (*in memorian*), pela sua dedicação a família, por todo amor, carinho, amizade e incentivo durante todos esses anos presentes em minha vida, onde sempre foi minha maior fonte de inspiração, mas, infelizmente, não pode estar presente nesse momento tão importante da minha vida, pessoa a quem devo tudo que sou. Obrigada por tudo! Saudades eternas!

Aos meus avós maternos **Francisco e Maria** (*in memorian*) e meu avô paterno **Galdino** (*in memorian*) que foram exemplos de caráter e dignidade na minha vida. Sei que eles estão me guiando e protegendo de onde estiverem, e sem dúvidas estão orgulhosos por eu ter vencido esse desafio.

Dedico a Deus, a meu pai **Valdi**, a minha irmã **Vanessa** e minha tia **Lúcia**, por toda dedicação e por não medirem esforços, sempre acreditando e incentivando que esse momento chegaria.

A toda família, tios, primos e amigos que tanto incentivaram e desejaram a realização desse sonho.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por ter me dado forças, me mantendo forte e confiante em meio às dificuldades para essa conquista e por ter colocado pessoas maravilhosas nesta caminhada.

Aos meus pais, minha irmã e tias, por todo esforço e preocupação sem deixar faltar nada, me dando forças nos momentos difíceis, sempre orientando e mostrado o caminho certo a seguir. Agradeço também aos familiares mais próximos por acreditarem em mim.

Aos amigos que se tornaram irmãos, Ires Vieira, Layane Amorim, Henrique Fernandes, Luzia Medeiros, Amanda Gomes e Laura Maria. Obrigada por tudo, pelas conversas, conselhos, brigas, risadas e motivações. Não tenho como expressar o quanto sou grata a todos, vocês são indescritíveis.

Aos amigos Rosimery Carvalho, Joao Antônio, Ana Jhully, Rafael Abrantes e Geversson Pinheiro. Obrigada por todo companheirismo nos bons e maus momentos.

A todas que fazem parte do grupo Pindaíba e aos companheiros de ensino médio, Clivio Iago, Érico Alves, Levi Rodrigo, Clara Beatriz, Ariel Quizi e Sylvia Katherine. Obrigada por todos os momentos, aliviando meu estresse e me ajudando a manter o foco.

A todos os orientadores do LASBIO, em especial, a Náthalee e Ernano pela oportunidade de participar do projeto de pesquisa e por acreditarem no meu potencial. Obrigada por contribuírem no meu crescimento acadêmico.

Aos companheiros de projeto Debora Morais, Lucas Cardoso, Artenio Morais, Igor Ramon, Wid Fernandes, Juarez Alexandre, Matheus Duarte e Bruno José. Obrigada por sempre estarem me fazendo rir, ensinando as piores piadas e por todo companheirismo.

Ao meu orientador Ernano Arrais Jr. por toda disponibilidade, por me conduzir durante todo desenvolvimento deste trabalho, saiba que tem uma parcela significativa na minha formação.

A minha co-orientadora Náthalee Cavalcanti, que também contribuiu na elaboração deste trabalho e na minha formação. Obrigada por todas as conversas, a ajuda e contribuição.

“Que nunca percamos a esperança, por mais difíceis e angustiantes que sejam os momentos. Ter paciência e fé são os caminhos essenciais para chegar onde deseja-se, tudo tem um tempo certo para acontecer”

Desconhecido

RESUMO

O eletrocardiograma (ECG) é o registro do potencial elétrico gerado pela atividade elétrica do coração e sua análise possibilita o diagnóstico de diversas patologias cardíacas. Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), cerca de 30 % das causas de morte no mundo estão relacionadas a problemas cardiovasculares. No Brasil esse número equivale a 30 % da população, segundo o Ministério da Saúde, sendo os homens os mais atingidos, representando aproximadamente 60 % das vítimas. Neste trabalho serão estudadas as arritmias auriculares cardíacas, em especial a taquicardia e a bradicardia. Este trabalho apresenta uma proposta de desenvolvimento de uma plataforma para aquisição do batimento cardíaco. O sistema desenvolvido consiste num dispositivo eletrônico, fazendo-se uso de estetoscópio e amplificador de instrumentação para captar os batimentos. Assim, através da detecção dos batimentos, diversas patologias podem ser analisadas.

Palavras-chave: ECG; Batimento Cardíaco; Bradicardia; Taquicardia.

ABSTRACT

The electrocardiogram (ECG) is the record of the electrical potential generated by the electrical activity of the heart and its analysis enables the diagnosis of various cardiac pathologies. According to a World Health Organization (WHO), about 30% of the causes of death in the world are related to cardiovascular problems. In Brazil, this number is equivalent to 30% of the population, according to the Ministry of Health, with men suffering the most, accounting for approximately 60% of the victims. In this work, cardiac arrhythmias, especially tachycardia and bradycardia, are studied. This paper presents a proposal to develop a platform for the acquisition of heart rate. The developed system is an electronic device, making use of a stethoscope and instrumentation amplifier to pick up the beats. Thus, through the detection of the beats, several pathologies can be analyzed.

Keywords: ECG; Heartbeat; Bradycardia; Tachycardia.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Localização do coração.	21
Figura 2: Anatomia do coração.	22
Figura 3: Fases do potencial de ação.	23
Figura 4: Sistema de condução do coração.	24
Figura 5: ECG normal.	25
Figura 6: Derivações dos membros.	27
Figura 7: Derivações precordiais.	29
Figura 8: ECG bradicardia.	30
Figura 9: ECG taquicardia.	30
Figura 10: Esquema de funcionamento do sistema.	31
Figura 11: Arquitetura do sistema.	32
Figura 12: Modelo do sensor.	33
Figura 13: Amplificador de instrumentação.	33
Figura 14: Circuito equivalente: aterrando V1 em relação a V01.	34
Figura 15: Circuito equivalente: aterrando V2 em relação a V01.	34
Figura 16: Circuito equivalente: aterrando V1 em relação a V02.	35
Figura 17: Circuito equivalente: aterrando V2 em relação a V02.	35
Figura 18: Circuito equivalente: aterrando V01.	36
Figura 19: Circuito equivalente: aterrando V02.	36
Figura 20: Sistema de captação dos batimentos.	38
Figura 21: Aquisição do sinal.	39
Figura 22: Teste prático do sistema.	39

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Resumo da revisão bibliográfica	20
Tabela 2: Especificações do sensor de módulo	33
Tabela 3: Preços do sistema desenvolvido	40

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CMRR - *Common-Mode Rejection Ratio*

dB – Decibel

DCV – Doenças Cardiovasculares

ECG – Eletrocardiograma

EMD – Decomposição em Modo Empírico

FPGA - *Field-Programmable Gate Array*

GPS – *Global Positioning System*

OMS – Organização Mundial de Saúde

PC – *Personal Computer*

SUS – Sistema Único de Saúde

TWDR – Transformada *Wavelet* Discreta Redundante

TW – Transformada *Wavelet*

LISTA DE SÍMBOLOS

A_{MC} – Ganho em modo comum

A_d – Ganho diferencial

aVF – Tensão na derivação aumentada F (Goldberger)

aVL – Tensão na derivação aumentada L (Goldberger)

aVR – Tensão na derivação aumentada R (Goldberger)

bat/min – batimento por minuto

TC – Terminal Central

V – Volts

V1 – Derivação Precordial 1

V2 – Derivação Precordial 2

V3 – Derivação Precordial 3

V4 – Derivação Precordial 4

V5 – Derivação Precordial 5

V6 – Derivação Precordial 6

K – Potássio (Elemento Químico)

Na – Sódio (Elemento Químico)

VF – Tensão na Derivação F (Wilson)

VI – Tensão na Derivação I (Einthoven)

VII – Tensão na Derivação II (Einthoven)

$VIII$ – Tensão na Derivação III (Einthoven)

VL – Tensão na Derivação L (Wilson)

VR – Tensão na Derivação R (Wilson)

SUMARIO

1. INTRODUÇÃO.....	15
1.1 Relevância	15
1.2 Motivação.....	16
1.3 Objetivo geral	16
1.3.1 Objetivos específicos.....	17
1.4 Contribuições.....	17
1.5 Metodologia	17
1.6 Organização do trabalho	17
2. ESTADO DA ARTE.....	18
3. ELETROCARDIOGRAFIA	21
3.1 O coração	21
3.1.1 Fisiologia do músculo cardíaco	21
3.2 Potencial de ação	22
3.3 Eletrocardiograma.....	24
3.3.1 Onda P	25
3.3.2 Complexo QRS	26
3.3.3 Onda T	26
3.3.4 Onda U	26
3.4 Derivações do eletrocardiograma	26
3.4.1 Derivações dos membros.....	26
3.4.1.1 Derivações bipolares ou de Einthoven.....	27
3.4.1.2 Derivações unipolares aumentadas.....	27
3.4.2 Derivações precordiais	28
3.5 Arritmias	29
3.5.1 Bradicardia.....	29
3.5.2 Taquicardia	30
4. SISTEMA DE AQUISIÇÃO.....	31
4.1 Descrição do sistema	31
4.2 Arquitetura do sistema	31
4.2.1 Estetoscópio	32
4.2.2 Sensor de som	32
4.2.3 Amplificador operacional	33
5. RESULTADOS E DISCUSSÕES	38

6. CONSLUSÕES	41
REFERÊNCIAS	42

1. INTRODUÇÃO

1.1 Relevância

Com o avanço dos sistemas eletrônicos e computacionais houve uma disseminação de algoritmos e equipamentos para análise de sinais biomédicos, os chamados biopotenciais, que são variações nos potenciais elétricos das células pela entrada ou saída de íons que carregam com si cargas elétricas.

Estas soluções são utilizadas tanto no auxílio a diagnósticos de patologias, quanto para o controle de pequenas funções motoras, como por exemplo aplicação em indivíduos com necessidades especiais (ARRAIS JÚNIOR, 2016).

A análise dos biopotenciais é uma ferramenta poderosa para o acompanhamento do comportamento físico/biológico das atividades do corpo humano. Assim, um monitoramento constante das atividades corpóreas poderá trazer diversos benefícios para os indivíduos, especialmente para aqueles que possuem patologias que apresentam um elevado índice de óbitos. Um dos modelos que vem ganhando bastante conceito no Brasil é o programa Telessaúde. Ele faz uso de ferramentas de tecnologia da informação, facilitando integração entre os sistemas de comunicação. Ele visa melhorar a qualidade na Atenção Básica no Sistema Único de Saúde (SUS) (ARRAIS JÚNIOR, 2016).

De acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS), a telessaúde tem a finalidade de oferecer serviços de qualidade de saúde onde um fator crítico para algumas regiões é a distância, o oferecimento dessas ferramentas visa uma melhor assistência para essas comunidades. No Brasil, o conceito de telessaúde tem avançado bastante nos últimos anos. O mercado vem oferecendo diversas soluções aplicadas nas mais variadas áreas médicas, como a cardiológica por exemplo, para a qual existem diversas soluções bastante satisfatórias (VALENTIM, 2015); (ARRAIS JÚNIOR, 2016).

Com o aumento dos casos de mortes devido às Doenças Cardiovasculares (DCV), a telecardiologia tem ganhando uma atenção especial. Vários dispositivos tem sido desenvolvidos com o intuito de melhorar a qualidade do serviço médico e prover um melhor acompanhamento dos pacientes (ARRAIS JÚNIOR, 2016).

Segundo a OMS, cerca de 30 % das causas de morte no mundo estão relacionadas a problemas cardiovasculares. No Brasil, esse número equivale a 30% da população, segundo o Ministério da Saúde, sendo os homens os mais atingidos, representando aproximadamente 60% das vítimas. Cerca de 12% das vítimas são representados por jovens de 20 e 40 anos que vem desenvolvendo problemas com as DCV, porém, a média de idade está em pessoas de 56 anos

(SAÚDE, 2014). As causas associadas para as DCV em jovens são estresse, fumo, fatores de risco bem como obesidade e alto consumo de álcool (SAÚDE, 2014). Estes números levam o Brasil a ficar entre os 10 países com o maior índice de mortes devido a problemas cardiovasculares (SAÚDE, 2014).

1.2 Motivação

O desenvolvimento de plataformas de monitoramento cardíaco possibilita uma redução nos índices de óbitos das doenças cardiovasculares, pois, sua utilidade poderá permitir o acompanhamento domiciliar, ambulatorial e até hospitalar do eletrocardiograma (ECG) em pacientes que possuam a patologia, em atletas com o condicionamento fraco e até mesmo por indivíduos que costumam ter o hábito de verificar como forma de prevenção.

Neste trabalho serão analisadas as arritmias cardíacas de origem auriculares, em especial, a taquicardia e a bradicardia. As arritmias cardíacas são alterações elétricas que provocam irregularidade no ritmo das batidas do coração. A bradicardia é um termo utilizado para nomear uma diminuição do ritmo cardíaco. A taquicardia é o oposto da bradicardia, ela é utilizada para nomear o aumento da frequência cardíaca. É considerada normal no ser humano uma frequência cardíaca entre 60 e 100 batimentos por minuto (bat/min). (ARRAIS JUNIOR, 2016).

De acordo com a Sociedade Brasileira de Arritmias Cardíacas (SOBRAC, 2015), as arritmias cardíacas são responsáveis pela morte súbita de 300 mil brasileiros por ano. Diante disso, surgiu o questionamento de que forma a computação poderia contribuir para a diminuição desses índices, e essa problemática vem fazendo surgir diversos sistemas de monitoramento de pacientes, os chamados sistemas de telessaúde, os quais vêm crescendo bastante nos últimos anos (ARRAIS JUNIOR, 2016).

As arritmias cardíacas podem ser detectadas no consultório a partir da ausculta cardíaca, associados a outros sintomas queixados por um indivíduo ou através do exame de ECG (ASSESSORIA MÉDICA FLEURY, 2016).

Este trabalho apresenta uma proposta de desenvolvimento de uma plataforma para aquisição do batimento cardíaco, sendo a mesma desenvolvida em baixo custo.

1.3 Objetivo geral

O projeto tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema para detecção do batimento cardíaco. Com base no batimento cardíaco pode-se aferir se o indivíduo apresenta algum tipo de arritmia cardíaca, como bradicardia e taquicardia, ênfases deste trabalho. Assim,

esse sistema permitirá que o indivíduo ou um profissional de saúde possa aferir de forma rápida a situação comportamental do músculo cardíaco.

1.3.1 Objetivos específicos

Dentre os objetivos específicos deste trabalho destacam-se:

- Desenvolver um sistema que seja de fácil uso e de baixo custo;
- Permitir que o indivíduo possa aferir de forma rápida a situação comportamental do músculo cardíaco;
- Auxiliar os especialistas nos diagnósticos.

1.4 Contribuições

A principal contribuição deste trabalho é:

- Desenvolvimento de sistema para aquisição de sinais ECG em tempo real, aplicado à telecardiologia;

1.5 Metodologia

Este trabalho será realizado com a seguinte metodologia:

- Revisão bibliográfica das principais técnicas de análises de eletrocardiograma;
- Revisão bibliográfica acerca do músculo cardíaco, enfatizando as arritmias bradicardia supraventricular e taquicardia supraventricular;
- Métodos de aquisição e análises de dados;

1.6 Organização do trabalho

O trabalho está organizado em seis capítulos:

- No **Capítulo 1** foi abordada uma pequena introdução e contextualização sobre as DCV's, os objetivos deste trabalho, bem como a motivação para elaboração do mesmo;
- No **Capítulo 2** é apresentado um levantamento do estado da arte, destacando algumas propostas de trabalhos semelhantes para aquisição e análise de sinais de ECG;
- No **Capítulo 3** foi elaborada uma fundamentação teórica sobre o músculo cardíaco, enfatizando as arritmias cardíacas, em especial, taquicardia e bradicardia auriculares;
- No **Capítulo 4** é apresentado o método proposto para aquisição;
- No **Capítulo 5** são apresentados os resultados obtidos;
- No **Capítulo 6** são apresentadas as atividades desenvolvidas e discussões gerais, bem como trabalhos futuros.

2. ESTADO DA ARTE

Por volta de 1960 começaram a surgir os primeiros estudos sobre o uso de computadores e sistemas inteligentes para análise de sinal cardíaco. Foi a partir desta data que começaram a surgir discussões, ideias e debates dentro da comunidade científica. Um ano após essas discussões, Rikli *et. al.* (1961) propuseram um programa computacional para identificar eletrocardiogramas normais de anormais.

Anos após, Young e Huggnis (1964) apresentaram uma análise estatística implementada em computador que classificaria eletrocardiogramas. No mesmo ano, Yasui, Whipple e Stark (1964) apresentaram uma solução para interpretação automática do sinal ECG baseada em filtros digitais. Ainda na mesma década as soluções foram sendo aprimoradas, Nomura, Takaki e Toyama (1966) propuseram um método computacional para diagnósticos de problemas cardíacos baseados na análise de eletrocardiogramas.

Utilizando bancos de dados de eletrocardiogramas, os primeiros algoritmos utilizavam parâmetros comportamentais, e com base nesses parâmetros criaram padrões de sinais de referências para a classificação. Haywood *et al.* (1970) descreveram um método computacional para análise em tempo real do sinal ECG baseado em reconhecimento de padrões. Mark *et al.* (1979) desenvolveram uma ferramenta portátil que era capaz de analisar em tempo real sinais ECG em pacientes. O método extraía características do sinal ECG baseando-se na classificação morfológica. Fancott e Wong (1980) propuseram um sistema ambulatorial computadorizado com capacidade de análise em tempo real de 24h baseado em reconhecimento de padrões para o diagnóstico.

No decorrer dos anos, várias técnicas foram desenvolvidas de acordo com os comportamentos dos sinais de ECG. Com as descobertas de novas patologias e o desenvolvimento de novas tecnologias, a utilização das ferramentas computacionais que auxiliam nos diagnósticos médicos vem crescendo bastante nos últimos anos. Os estudos para evolução das técnicas desenvolvidas desde 1960 visam melhorar a autonomia, portabilidade e funcionalidade.

Hernández, Carrault e Mora (2002) apresentaram um sistema para interpretação dos batimentos cardíacos que combina raciocínio e computação evolutiva. O sistema tem dois níveis de processamento. Esses dois níveis são acoplados através de uma função erro que é definida entre um conjunto de indicadores observados e um conjunto de indicadores simulados. O sistema dispõe de um processo que permite a reprodução de uma sequência de batimentos cardíacos e a geração de interpretações de batimentos por meio de diagramas escada.

Quero *et. al.* (2005) desenvolveram um sistema de Telecardiologia para o monitoramento contínuo de pacientes. O sistema funciona em um terminal portátil e um receptor central que presta supervisão e assistência médica 24h. O sistema inclui o processamento avançado do sinal para o reconhecimento de cardiologias usando redes neurais, compactação empregando *Wavelets*, a enumeração e o GPS (*Global Positioning System*) para localizar o paciente em caso de desaparecimento.

Vier (2008) desenvolveu um sistema que reconhece a partir da aquisição do sinal quatro tipos de anomalias que ocorre no coração. O sistema consiste em um *hardware* e é utilizado um microcontrolador que auxilia na execução da aquisição do sinal e efetua o tratamento e conversão do sinal de analógico e digital, e libera uma leitura da porta serial para o *software*.

Shanaz *et. al.* (2015) desenvolveram um método de classificação de batimento cardíaco baseado na Transformada *Wavelet* (TW) para a decomposição do sinal ECG obtidos por meio da EMD (*Empirical Mode Decomposition* ou decomposição em modo empírico). Os batimentos apresentam características distintivas e estes parâmetros estatísticos são escolhidos conforme as características desejadas. Com os sinais de ECG utilizados, eles puderam classificar cinco classes de batimentos cardíacos que proporcionaram um desempenho de classificação satisfatório com a dimensão de recurso reduzida.

Arrais Júnior, Valentim e Brandão (2016) desenvolveram um algoritmo para detecção do batimento cardíaco utilizando um filtro híbrido para uma melhor detecção do complexo QRS. Foi utilizado parâmetros diferentes para analisar o desempenho. Realizou-se uma comparação com um algoritmo de detecção de batimento cardíaco já existente para comparar o desempenho. O algoritmo foi proposto de forma sequencial e paralela, onde foi possível comprovar que o método proposto em paralelo apresenta melhores resultados.

Atualmente, o uso desses algoritmos ou mesmo ferramentas móveis para a prática em telecardiologia para fins de acompanhamento das atividades cardíacas vem sendo muito utilizadas (ARRAIS JÚNIOR, 2016). Arrais Júnior (2016) apresentou um sistema de análise de sinais ECG aplicado à telecardiologia, baseado na ferramenta matemática Transformada *Wavelet* Discreta Redundante (TWDR), sendo implementada uma versão para análise em tempo-real.

O sucesso alcançado com esses dispositivos, estão ligados diretamente com o avanço tecnológico e facilidades pelo uso dessas ferramentas computacionais, sendo elas em *software* ou em *hardware*. Na Tabela 1, é apresentado um resumo da revisão bibliográfica.

Tabela 1: Resumo da revisão bibliográfica

REFERÊNCIA	IMPLEMENTAÇÃO	
	<i>SOFTWARE</i>	<i>HARDWARE</i>
Rikli et. al. (1961)	✓	
Young e Huggnis (1964)	✓	
Yasui, Whipple e Stark	✓	
Nomura, Takaki E Toyama (1966)	✓	
Haywood et al. (1970)		✓
Mark et al. (1979)		✓
Fancott e Wong (1980)		✓
Hernández, Carrault e Mora (2002)	✓	
Quero et. al (2005)		✓
Vier (2008)		✓
Shanaz et. al (2015)	✓	
Arrais Jr, Valentim e Brandão	✓	

Fonte: A autora (2017).

3. ELETROCARDIOGRAFIA

3.1 O coração

O coração é uma massa muscular dividida em quatro câmaras, dois átrios e dois ventrículos para formar uma bomba aspirante e uma bomba propulsiva. Possui forma de um cone e tem o tamanho aproximadamente de um punho fechado, seu peso está entre 250-300g e fica localizado no tórax, entre os pulmões e por trás do esterno. O coração possui três camadas de músculos que formam suas paredes, uma delas é o miocárdio que é musculatura cardíaca. (GUYTON; HALL, 2006) (ARRAIS JUNIOR, 2016). A Figura 1 apresenta uma visão sobre a localização geral do coração.

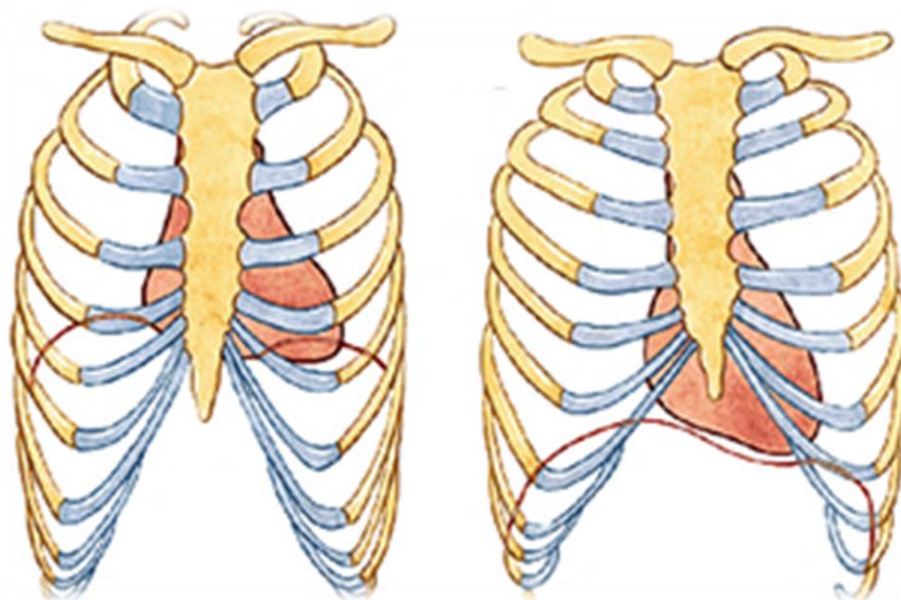


Figura 1: Localização do coração.

Fonte: Modificado de: Anatomia do Coração. Disponível em:

<<http://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-cardiovascular/coracao/>>. Acesso em 16 de março de 2017.

3.1.1 Fisiologia do músculo cardíaco

O coração é o órgão responsável pela trajetória do sangue bombeado através de todo o organismo, ele bombeia sangue suficiente a uma pressão razoável para que percorra todo o corpo no sentido de ida e volta. O órgão é formado por duas bombas: o coração esquerdo, que desempenha a função de bombear o sangue para a circulação geral e o coração direito, que desempenha a função de bombear o sangue para os pulmões (GUYTON; HALL, 2006).

Cada um desses corações é uma bomba pulsátil, composto por duas câmaras pulsantes diferentes: um átrio e um ventrículo. O átrio funciona como uma bomba de escorva para o ventrículo, ajudando a impulsionar o sangue para o interior. Os ventrículos, fornecem força de

bombeamento principal que impulsiona o sangue através da circulação dos pulmões, que parte do ventrículo direito ou da circulação geral (GUYTON; HALL, 2006). A Figura 2 apresenta a anatomia e o sentido do fluxo sanguíneo no coração.

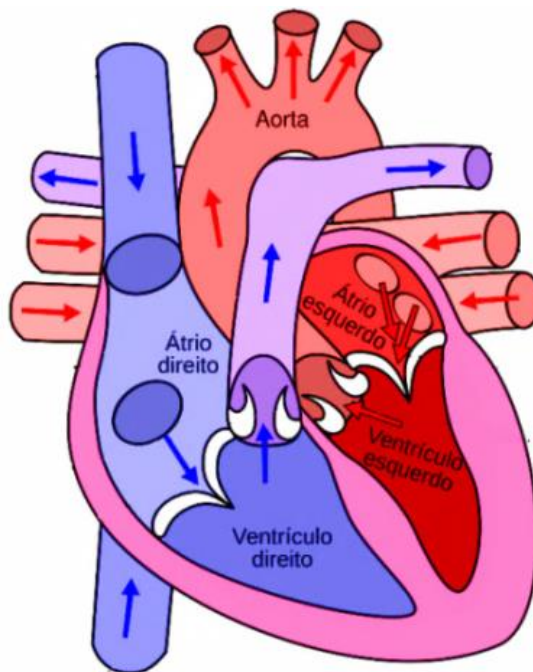


Figura 2: Anatomia do coração.

Fonte: Modificado de: Dicas para ter um coração saudável. Disponível em: <<http://www.angioneuro.com.br/noticias.php?id=26>>. Acesso em 16 de março de 2017.

3.2 Potencial de ação

O coração possui dois tipos de células: as do sistema de condução, que é a fonte do poder elétrico do coração e por onde o impulso cardíaco se propaga; E as células do miocárdio que são responsáveis pela contratilidade que desenha a morfologia do ECG (VIEIRA *et al.*, 2007).

Quando a célula recebe uma descarga elétrica, rompendo assim, o equilíbrio entre as cargas positivas e negativas, o Sódio (Na^+) irá penetrar no interior da célula e o Potássio (K^+) irá deslocar-se para o exterior da célula, fazendo o sentido inverso. Este processo é chamado de despolarização, que é quando o meio intracelular sai do potencial de repouso e volta a ser positivo por um finito período de tempo. O ambiente irá entrar em equilíbrio, retornando ao seu estado inicial, ocorrendo a repolarização da célula, que é quando o meio intracelular começa a tornar-se negativo novamente. O potencial de ação é gerado durante todo esse processo de polarização e despolarização, ou seja, o impulso elétrico. Podemos observar esse processo a partir da Figura 3 que apresenta essa geração (MALMIVUO; PLONSEY, 1995); (ARRAIS JÚNIOR, 2016).

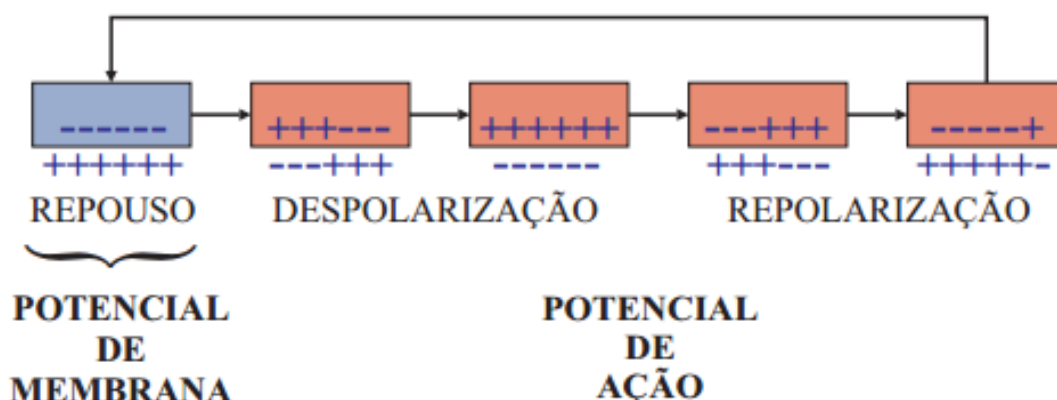


Figura 3: Fases do potencial de ação.

Fonte: Arrais Júnior (2016).

Um sistema elétrico independente do interior da musculatura é formado quando a pulsação do coração é regulada e ativada por um conjunto de estruturas responsáveis pela origem e condução do estímulo cardíaco (MALMIVUO; PLONSEY, 1995); (ARRAIS JÚNIOR, 2016). Quando realizamos qualquer atividade, seja correr, caminhar ou até mesmo dormir, nosso coração não para de funcionar. Este sistema é conhecido como sistema de condução. É formado pelo sistema nervoso que é responsável pelos estímulos nervosos, importante para funcionamento cardíaco. Na Figura 4 será possível observar a formação do sistema. O sistema é formado por:

Nodo Sinusal: É de onde partem os impulsos, a cada ciclo, que se distribuem por todo o coração. Fica localizado na região do átrio direito e é considerado como marca-passo natural, pois comanda a frequência e o ritmo do coração, tem seu próprio comando. Forma-se uma onda de impulso a cada despolarização, que distribui a partir desse nodo, por toda massa muscular que forma o sincício atrial, provocando a contração do mesmo (GUYTON; HALL, 2006).

Nodo Átrio-Ventricular: Fica localizado no assoalho do átrio direito, é responsável por fazer pausas fisiológicas, essas pausas permitem que os átrios ejetem sangue para as câmaras ventriculares. Esses intervalos são necessários para que o enchimento das câmaras ventriculares ocorra antes da contração das mesmas, pois, no momento em que as câmaras atriais estivessem contraídas, as câmaras ventriculares ainda estariam relaxadas (GUYTON; HALL, 2006).

Feixe de His: Segmento que se divide em dois ramos e leva os estímulos para cada ventrículo, através do mesmo impulso com grande rapidez (GUYTON; HALL, 2006).

Ramo direito e esquerdo: O impulso segue paralelamente, com grande rapidez em direção ao ápice do coração. Ao atingir o ápice do coração, os ramos seguem em direção a parede lateral de cada ventrículo e os mesmos emitem certa quantidade de ramificações (GUYTON; HALL, 2006).

Fibras de Purkinje: Otimiza a chegada dos impulsos, na maior quantidade e no menor espaço de tempo, é uma ponta condutora que entra em contato com a célula miocárdica (GUYTON; HALL, 2006).

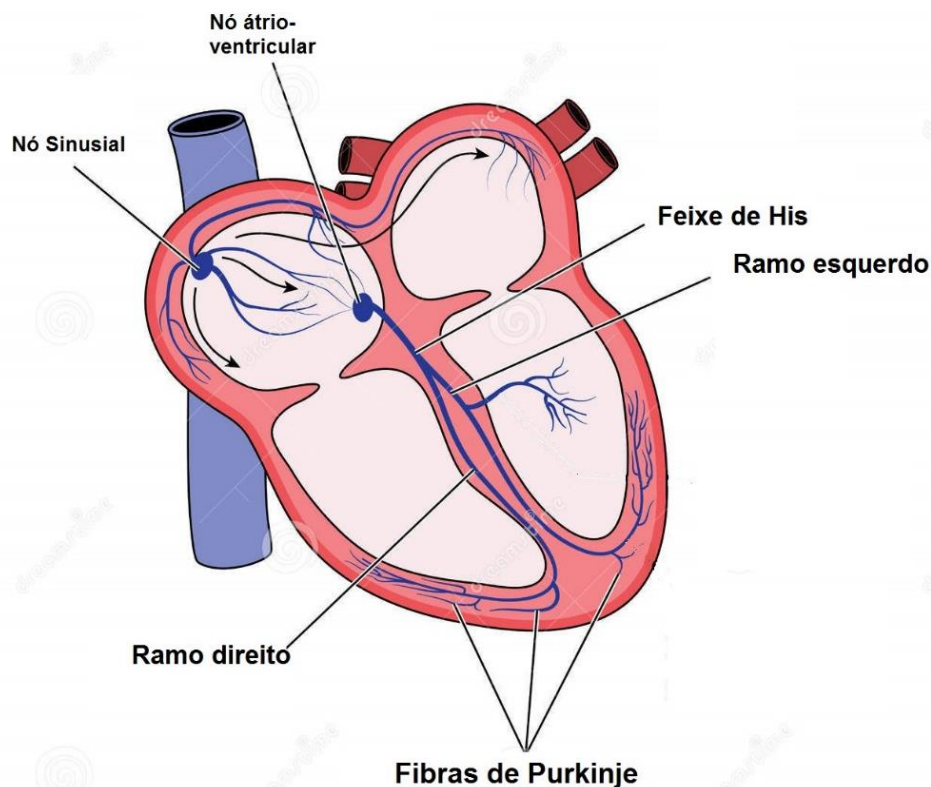


Figura 4: Sistema de condução do coração.

Fonte: Modificado de: Ilustração de vetor. Disponível em: <<https://pt.dreamstime.com/ilustra%C3%A7%C3%A3o-stock-sistema-da-condu%C3%A7%C3%A3o-de-cora%C3%A7%C3%A3o-image46350928>>. Acesso em 16 de março de 2017.

3.3 Eletrocardiograma

Uma corrente elétrica se propaga do coração para os tecidos circunvizinhos que cercam o coração, quando um impulso cardíaco passa através do mesmo. Se forem postos eletrodos sobre a pele em pontos opostos do coração, podem ser registrados os potenciais elétricos gerados por essa corrente, pois, uma fração da mesma se propaga até a superfície do corpo, esse registro é chamado de eletrocardiograma (GUYTON; HALL, 2006). A Figura 5 representa um ECG de uma pessoa normal, que não possui nenhuma doença cardíaca.

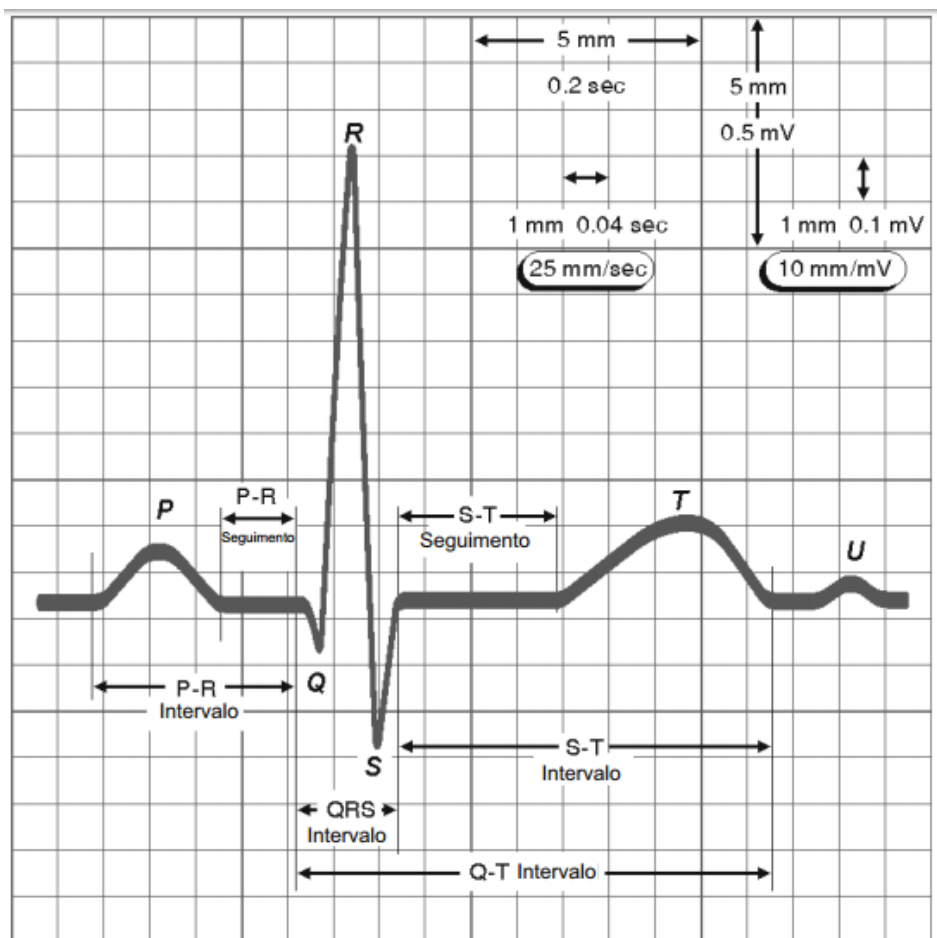


Figura 5: ECG normal.

Fonte: (ARRAIS JÚNIOR, 2016).

O ECG é formado por ondas de despolarização e repolarização, é composto pela onda P, complexo QRS e onda T, e às vezes a onda U. O complexo QRS apresenta, mas não sempre, três ondas distintas: onda Q, onda R e onda S (GUYTON;HALL, 2006).

A onda P representa a despolarização atrial, ou seja, ela registra o momento em que acontece a contração atrial. A despolarização dos ventrículos gera as ondas Q, R, S que formam o complexo QRS, ela registra o momento em que começa a acontecer a contração ventricular, é maior que a onda P, pois a massa muscular dos ventrículos é maior que a dos átrios. A repolarização do ventrículo é responsável pelo surgimento da onda T, quando ocorre o relaxamento ventricular. A onda U nem sempre está presente no ECG, normalmente, ela possui a mesma polaridade da onda T, contudo com uma amplitude abaixo (THALER, 2013); (MALMIVUO; PLONSEY, 1995); (ARRAIS JÚNIOR, 2016).

3.3.1 Onda P

O músculo atrial é bem menor que o músculo ventricular, devido a isso, a onda P possui uma baixa amplitude e tem uma duração de 0,06 – 0,10s. Ela ocorre após a excitação do nódulo

sinoatrial e representa a despolarização atrial (VIEIRA et. al., 2007); (ARRAIS JÚNIOR, 2016).

3.3.2 Complexo QRS

As ondas QRS surgem a partir da despolarização dos ventrículos, ou seja, a excitação dos ventrículos. O complexo é formado por três ondas: As ondas Q e S são sempre negativas e a R positiva. Ele sucede a onda P e antecede a onda T. O tamanho da onda é determinado pelo conjunto do potencial de ação gerado em determinada área. (VIEIRA et. al., 2007); (ARRAIS JÚNIOR, 2016).

3.3.3 Onda T

A onda T representa a repolarização ventricular, possui uma boa amplitude, é uma onda positiva e ocorre após o complexo QRS. Sua posição depende da frequência cardíaca. Se os valores dos batimentos forem muito altos, a onda T pode ficar distorcida. (VIEIRA et. al., 2007); (ARRAIS JÚNIOR, 2016).

3.3.4 Onda U

A onda U é uma onda positiva, nem sempre pode ser visualizado no ECG, pois, possui uma baixa amplitude e ocorre de maneira rápida, ficando muitas vezes por trás da onda T, o que dificulta sua visualização. Ela representa a repolarização da musculatura ventricular. (GUYTON; HALL, 2006); (VIEIRA et. al., 2007); (THALER, 2013); (ARRAIS JÚNIOR, 2016).

3.4 Derivações do eletrocardiograma

É composta de 12 derivações separadas (6 derivações precordiais e 6 derivações periféricas), das 6 periféricas, 3 são bipolares (DI, DII e DIII) e 3 unipolares (aVR, aVF e aVL), a atividade elétrica é captada a partir de eletrodos que geram eletrocardiografias. O sistema de derivações, na verdade são 3 sistemas (Einthoven, Goldeberger e precordiais) que juntas formam as 12 derivações.

3.4.1 Derivações dos membros

As derivações dos membros ou derivações periféricas, são obtidas a partir de eletrodos postos nos braços direito e esquerdo e na perna esquerda, formando o triângulo de Einthoven.

O número mínimo de pontos de aquisição para a obtenção do ECG é possível devido a formação desse triângulo (CHAVES; MOREIRA, 2002).

3.4.1.1 Derivações bipolares ou de Einthoven

As derivações bipolares (DI, DII e DIII) são adquiridas através de lei de Einthoven, afirmando que se os potenciais elétricos de duas derivações eletrocardiográfica bipolares dos membros forem conhecidas em um dado momento, o potencial da terceira derivação vai ser a soma ou diferença dos dois primeiros, mantendo o sinal de cada derivação (CHAVES; MOREIRA, 2002).

Assim, as derivações clássicas registram a diferença de potencial de dois eletrodos localizados em membros diferentes. Na Figura 6 é possível observar as derivações dos membros a partir do triângulo de Einthoven. As ligações feitas são:

$$DI = VL - VR \text{ (braço esquerdo - braço direito);}$$

$$DII = VF - VR \text{ (perna esquerda - braço direito);}$$

$$DIII = VF - VL \text{ (perna esquerda - braço esquerdo).}$$

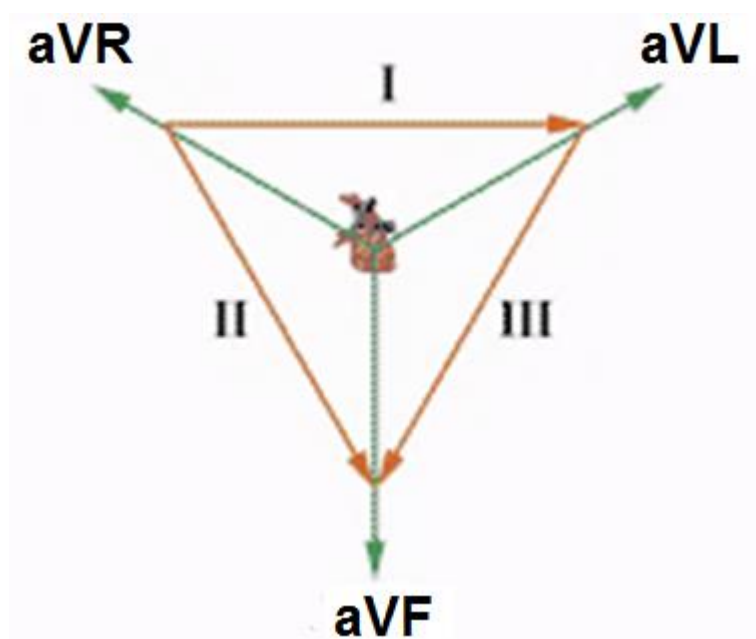


Figura 6: Derivações dos membros.

Fonte: Derivações ECG. Disponível em: <<http://pt.my-ekg.com/generalidades-ecg/derivacoes-ecg.html>>. Acesso em: 15 março de 2017.

3.4.1.2 Derivações unipolares aumentadas

Frank Wilson (1934) descobriu que para registrar uma derivação, deveria aumentar a voltagem no eletrocardiógrafo a fim de obter um traçado da mesma magnitude das derivações

I, II, III. Ele também criou duas derivações a partir da mesma técnica, que chamou de Terminal Central de Wilson (TC), onde o potencial é considerado zero. Essas derivações registram a diferença de potencial entre um ponto no centro do triângulo de Einthoven e o eletrodo que está localizado em cada extremidade. Emanuel Goldberger (1942) percebeu que poderia aumentar a resolução das derivações de Wilson se eliminasse o TC. Baseado nas derivações de Wilson, ele substituiu as derivações de Wilson por três novas derivações. Assim, Goldberger apresentou uma resolução do sinal de cerca de 50 % maior. (ARRAIS JÚNIOR, 2016); (Wilson et. al., 1934); (Goldberger, 1942).

As derivações de cada membro por Goldberger são representadas por aVR, aVL e aVF, o **V** representa vetor, **R**, **L** e **F** cada lado dos membros: direito, esquerdo e pé. E a letra *a* minúscula, significa que são amplificadas (CHAVES; MOREIRA, 2002).

aVR: Potencial absoluto do braço direito.

aVL: Potencial absoluto do braço esquerdo.

aVF: Potencial absoluto da perna esquerda.

3.4.2 Derivações precordiais

São denominadas com a letra V e inumeradas de 1 a 6, são unipolares e registram o potencial no ponto em que o eletrodo está posicionado. São as melhores derivações unipolares do ECG, pois determinam as alterações do ventrículo esquerdo, principalmente das paredes anterior e posterior (CHAVES; MOREIRA, 2002). Na Figura 6, são apresentadas as posições dos eletrodos.

V1: Registra os potenciais dos átrios, de uma parte do septo interventricular e parede anterior do ventrículo direito. Existe uma pequena onda R do complexo QRS, seguido por uma onda S profunda (CHAVES; MOREIRA, 2002).

V2: Está localizada acima da parede do ventrículo direito, a onda R é maior que em V1, seguida por uma onda S profunda. (CHAVES; MOREIRA, 2002).

V3: transição entre os potenciais esquerdos e direitos do ECG. O eletrodo encontra-se localizado no septo interventricular e a onda R e S são praticamente iguais. (CHAVES; MOREIRA, 2002).

V4: o eletrodo fica localizado no ápice do ventrículo esquerdo, pois possui uma espessura maior, tem uma onda R alta, seguida de uma onda S pequena. (CHAVES; MOREIRA, 2002).

V5 e V6: São localizadas no miocárdio ventricular esquerdo, possui uma espessura menor do que em V4, a onda R é menor que em V4, porém, é alta e é antecedida de uma onda pequena Q (CHAVES; MOREIRA, 2002). Na Figura 7 é apresentado as posições dos eletrodos para as derivações precordiais.

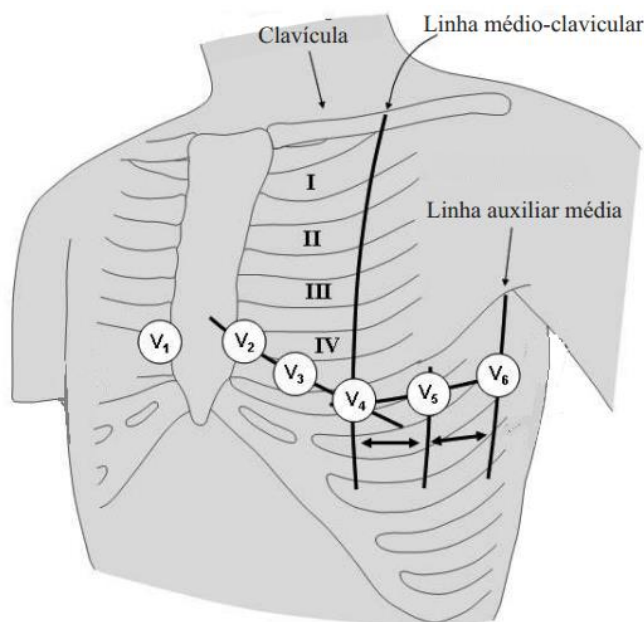


Figura 7: Derivações precordiais

Fonte: (ARRAIS JÚNIOR, 2016) (Editada pela autora, 2017).

3.5 Arritmias

As arritmias são alterações na frequência cardíaca que causam irregularidades no batimento cardíaco (GUYTON; HALL, 2006). Muitos fatores podem fazer com que um indivíduo possua algum tipo de arritmia, esses fatores vêm desde o nascimento (congenita), de forma hereditária e desenvolver-se depois de anos ou adquirida devido a maus hábitos.

Existem diversos tipos de arritmias cardíacas, porém, serão enfatizadas somente duas neste trabalho, que são as arritmias de origem supraventricular, a taquicardia e bradicardia. É considerado normal no ser humano batimentos entre 60-100 bat/min. Quando os batimentos são abaixo ou mais elevados que o normal, são classificados como arritmias.

3.5.1 Bradicardia

Quando o coração passa a bater mais lento e com uma frequência cardíaca abaixo de 60 bat/min, é classificado como bradicardia. Existe algumas exceções em indivíduos que possuem um batimento abaixo que o normal, isso ocorre, principalmente, em atletas que o coração é maior e consideravelmente mais forte. Quando um atleta está em repouso uma grande

quantidade de sangue é bombeada e desencadeiam vários efeitos que causam a bradicardia (GUYTON; HALL, 2006). A Figura 8 representa o ECG da bradicardia.

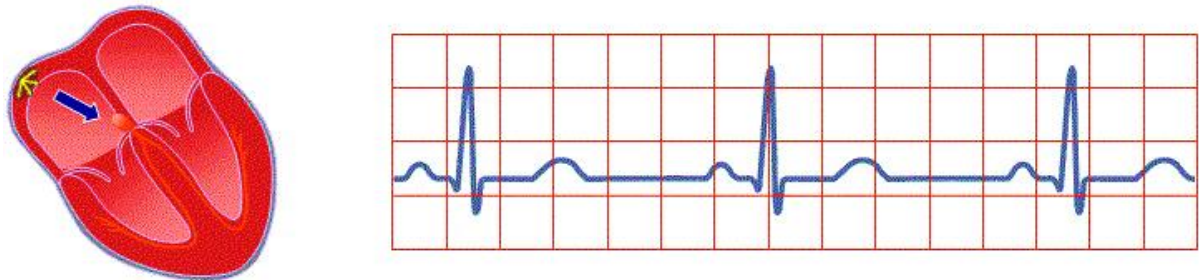


Figura 8: ECG bradicardia.

Fonte: Modificado de: ECG explained. Disponível em: < <http://www.cfrhq.co.uk/ecg-explained/#prettyPhoto>>

3.5.2 Taquicardia

Quando o coração passa a bater mais rapidamente, com frequência superior a 100 bat/min, é denominada taquicardia. O aumento da temperatura corporal, estimulação dos nervos e patologias tóxicas podem causar a taquicardia. Quando ocorre um enfraquecimento do miocárdio a frequência cardíaca aumenta, pois, o coração não consegue bombear sangue o suficiente e desencadeia reflexos para aumentar a frequência cardíaca (GUYTON; HALL, 2006). A Figura 9 apresenta o ECG da taquicardia.

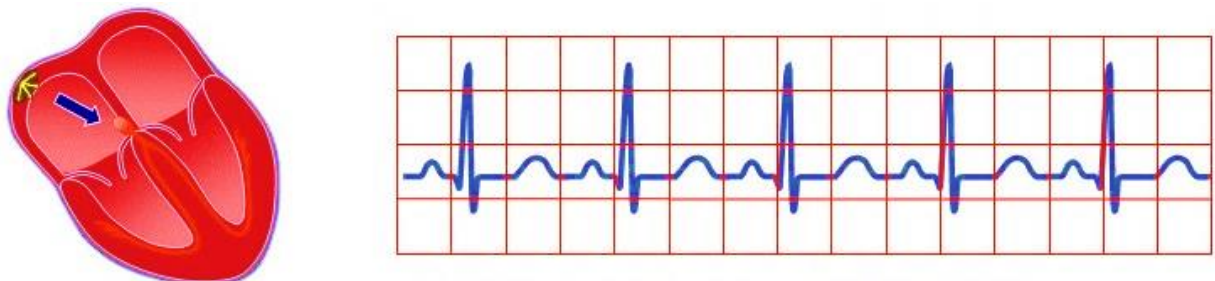


Figura 9: ECG taquicardia.

Fonte: Modificado de: ECG explained. Disponível em: < <http://www.cfrhq.co.uk/ecg-explained/#prettyPhoto>>.

4. SISTEMA DE AQUISIÇÃO

O projeto tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema para detectar o batimento cardíaco em indivíduos. Com base no batimento cardíaco pode-se aferir se o indivíduo apresenta algum tipo de arritmia cardíaca, como bradicardia e taquicardia, focos deste trabalho.

4.1 Descrição do sistema

O método baseia-se na captação do som das contrações ventriculares, sendo captado por um estetoscópio e sensor de som, onde o som é amplificado gerando um sinal a cada batimento. O sinal é obtido a partir de um estetoscópio que é conectado junto ao sensor de som que é ligado ao amplificador e é posto sobre a pele próximo ao coração para ser captado o batimento da frequência cardíaca.

O estetoscópio é posto no indivíduo e conectado ao sistema, e esse sistema será conectado a um PC (*personal computer*), que mostrará os batimentos/minuto. Na Figura 10, pode-se observar a forma de como o sistema irá funcionar.

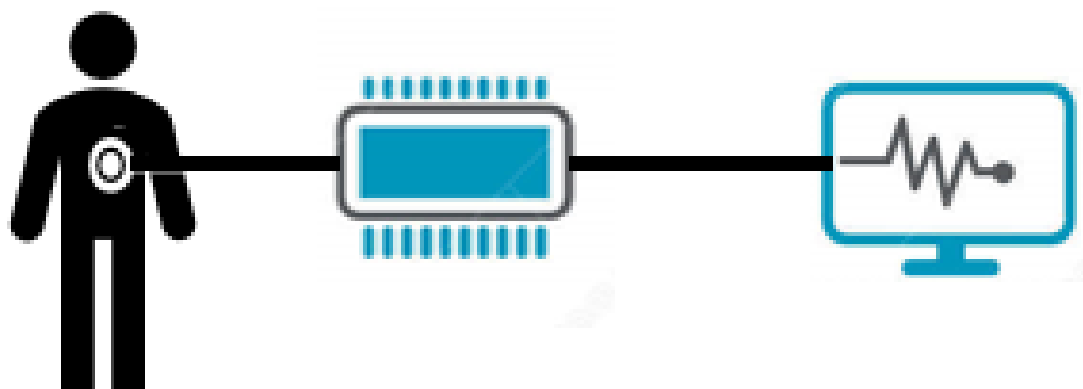


Figura 10: Esquema de funcionamento do sistema.

Fonte: A autora (2017).

4.2 Arquitetura do sistema

O sistema é composto por um estetoscópio duplo, sensor de som e amplificador de instrumentação. O som captado pelo estetoscópio é conduzido através do tubo transmissor que chega até o sensor e é amplificado. A Figura 11 apresenta a arquitetura do sistema passando por alguns estágios até chegar ao resultado.

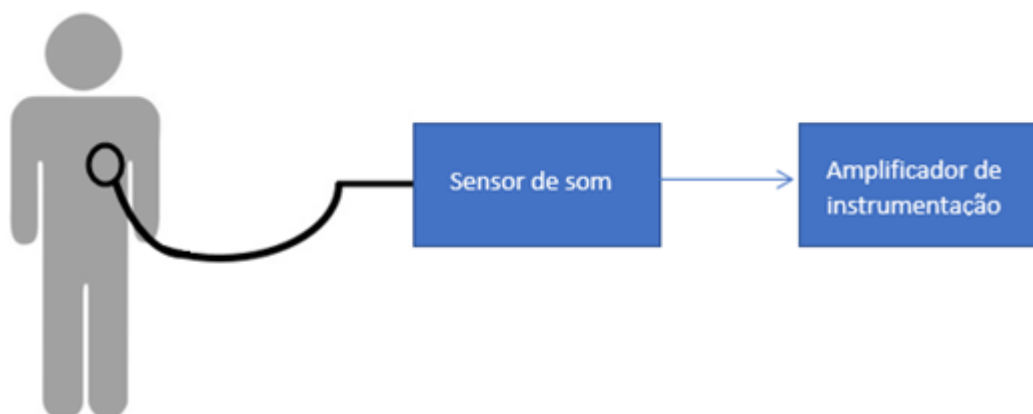


Figura 11: Arquitetura do sistema.

Fonte: A autora (2017).

O estetoscópio é o responsável pela captação dos batimentos ao ser posto na ausculta cardíaca. O modelo utilizado foi estetoscópio duplo Premium que possui uma alta sensibilidade, os sons obtidos são transmitidos através da câmara de som e tubo transmissor de som rotatório, o módulo de sensor de som de modelo FC-04 é o responsável por receber os sons dos batimentos que foram conduzidos até o mesmo. O sensor possui um microfone condensador que facilita na captação dos batimentos e limite de detecção ajustável através de potenciômetro. Após receber os batimentos, o som é amplificado a partir do amplificador de instrumentação, e um sinal é gerado a cada pulso obtido.

4.2.1 Estetoscópio

O estetoscópio utilizado foi um estetoscópio duplo Premium adulto, indicado para ausculta pulmonar, possui um diafragma de alta sensibilidade e tubo moldado em PVC de peça única para uma melhor transmissão do som. O mesmo tem uma câmara de som em liga de alumínio e anel rosqueado de cobre cromado. Os sons são obtidos através do contato do diafragma com o organismo e são transmitidos através da câmara de som e tubo transmissor de som rotatório (ACCUMED, 2017).

4.2.2 Sensor de som

Foi utilizado um módulo de sensor de som do modelo FC-04, o mesmo varia sua saída caso detectado um sinal sonoro, e possui um microfone condensador. O limite da detecção pode ser ajustável através do potenciômetro presente no sensor, na Figura 12 é exibido o modelo de sensor utilizado. Na tabela 2 é exibida as características do sensor (SARAVATI, 2017).

Tabela 2: Especificações do sensor de módulo

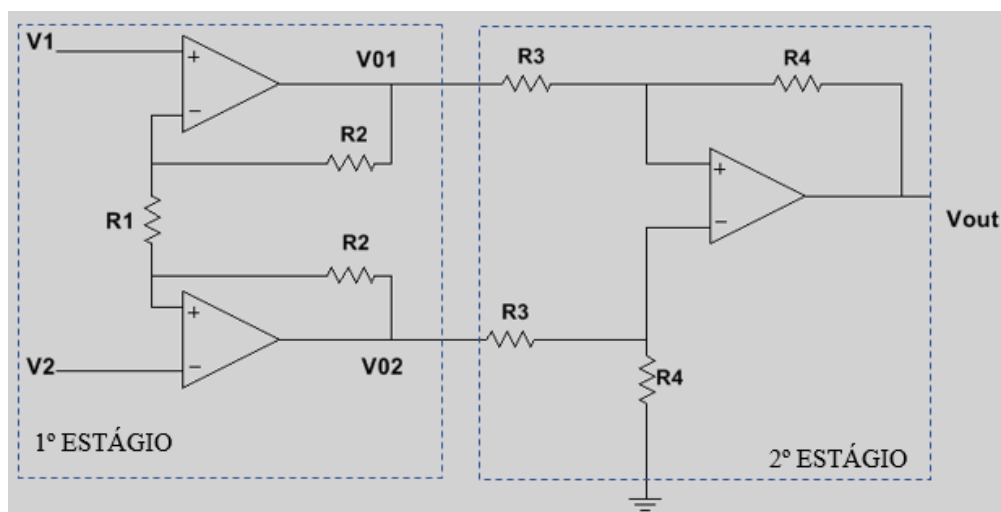
Dados técnicos	
Sinal limpo com boa forma de onda e corrente de saída > 15mA	
Tensão de operação de 3.3V ~ 5V	
Formato do sinal de saída: Digital (0 - 1)	
Comparador de sinal LM393	
Possui furos para fácil instalação e fixação ao seu projeto	
Fonte: A autora (2017)	

**Figura 12:** Modelo do sensor

Fonte: SARAVATI. **Módulo de sensor de som.** Disponível em: <http://produto.mercadolivre.com.br/MLB-849776080-modulo-sensor-de-som-microfone-postagem-em-24-hrs-_JM>. Acesso em: 02 maio 2017.

4.2.3 Amplificador operacional

O amplificador possui topologia padrão de circuitos de instrumentação (SEDRA 2010), (RAZAVI 2008). Na Figura 13, pode ser visualizado o amplificador implementado. O amplificador possui um ganho de 20,22 dB e CMRR (*Common-Mode Rejection Ratio*) de 40 dB.

**Figura 13:** Amplificador de instrumentação.

Fonte: A autora (2017).

A saída do amplificador pode ser calculada como apresentado abaixo. Utilizando o princípio da superposição de fontes.

Calculando para o primeiro estágio

Em relação a V01:

- Aterrando V1 (Figura 14)

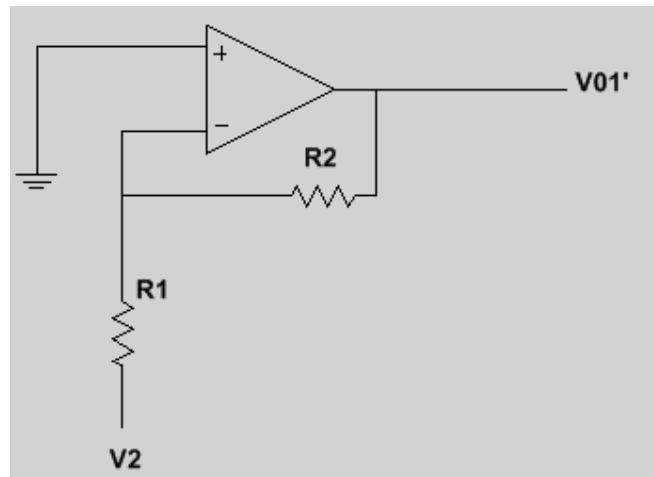


Figura 14: Circuito equivalente: aterrando V1 em relação a V01

Fonte: A autora (2017)

$$V01' = -\frac{R_2}{R_1} * V2$$

- Aterrando V2 (Figura 15)

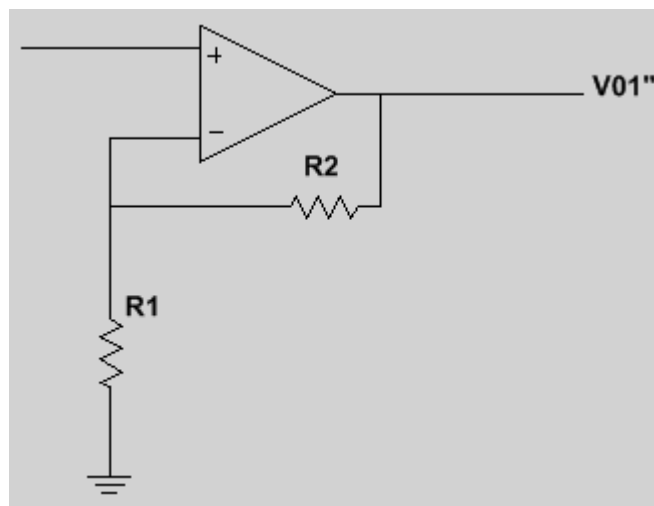


Figura 15: Circuito equivalente: aterrando V2 em relação a V01

Fonte: A autora (2017)

$$V01'' = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) * V1$$

Logo:

$$V_{01} = V_{01}' + V_{01}'' = V_1 + \frac{R_2}{R_1} * (V_1 - V_2)$$

Em relação V02:

- Aterrando V1 (Figura 16)

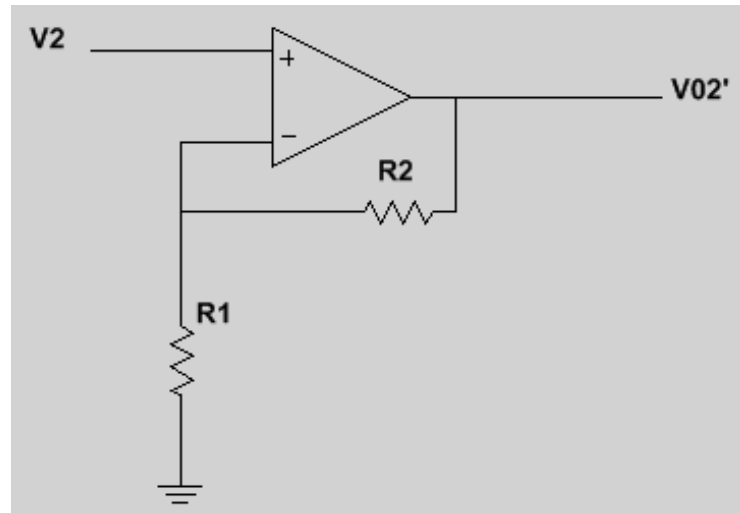


Figura 16: Circuito equivalente: aterrando V1 em relação a V02

Fonte: A autora (2017)

$$V_{01}'' = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) * V_2$$

- Aterrando V2 (Figura 17)

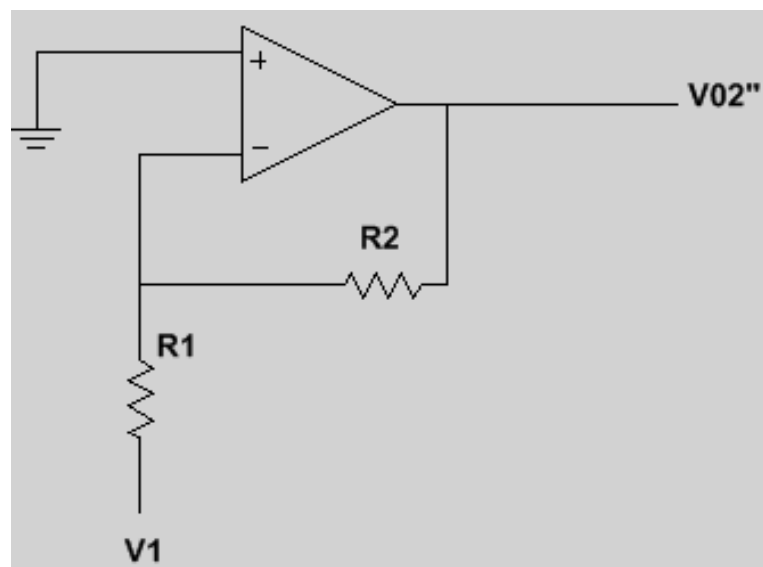


Figura 17: Circuito equivalente: aterrando V2 em relação a V02

Fonte: A autora (2017)

$$V_{02}'' = -\frac{R_2}{R_1} * V_1$$

Logo:

$$V_{02} = V_{02}' + V_{02}'' = V_2 + \frac{R_2}{R_1} * (V_1 - V_2)$$

Calculando para o segundo estágio

- Aterrando V01 (Figura 18)

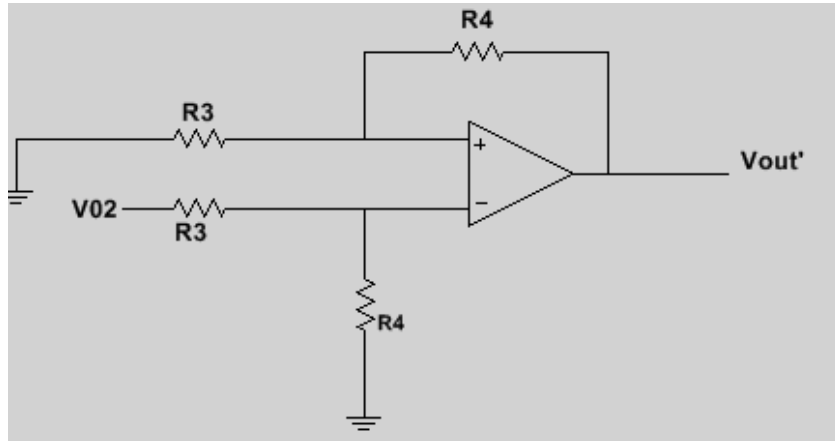


Figura 18: Circuito equivalente: aterrando V01
Fonte: A autora (2017)

$$V_{out}' = \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right) * V_{02} = \frac{R_4}{R_3} * V_{02}$$

- Aterrando V02 (Figura 19)

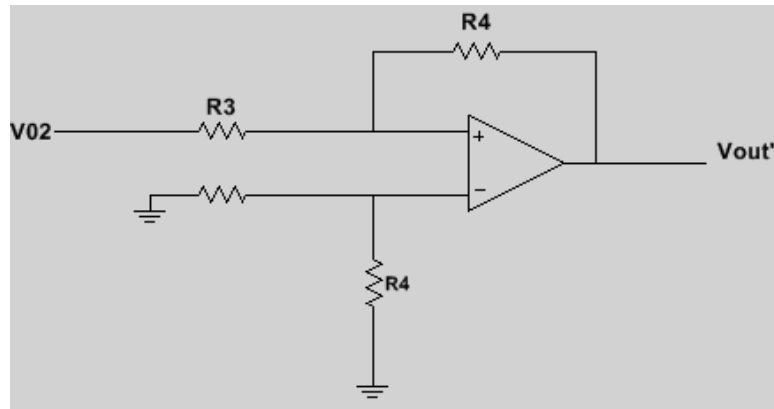


Figura 19: Circuito equivalente: aterrando V02.
Fonte: A autora (2017).

$$V_{out}'' = -\frac{R_4}{R_3} * V_{01}$$

Logo:

$$V_{out} = V_{out}' + V_{out}'' = \frac{R_4}{R_3} * (V_{02} - V_{01}) = \frac{R_4}{R_3} \left[\left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) * (V_2 - V_1) \right]$$

Um amplificador de instrumentação é qualificado a partir da medida do CMRR (*Common-Mode Rejection Ratio* ou Índice de Rejeição em Modo Comum). Ele pode ser calculado a partir da equação abaixo:

$$CMRR: \frac{A_d}{A_{MC}}$$

Onde:

A_d : Ganho diferencial

A_{MC} : Ganho em modo comum

O melhor é que o CMRR seja infinito. Porém, na pratica isso não é possível conseguir valores grandes de CMRR, pois a componentes de circuitos possuem imperfeições. Uma forma de conseguir um bom valor é casando todas as impedâncias.

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Na Figura 20, é apresentada a montagem do amplificador. O dispositivo funciona através de um tubo condutor por onde o som é conduzido até o sensor e uma *campânula* e/ou um *diafragma* é posto na ausculta cardíaca para o som dos batimentos serem amplificados. Os testes realizados em laboratório foram satisfatórios e animadores para as implementações futuras do sistema, os batimentos foram captados sem ruídos no sinal.

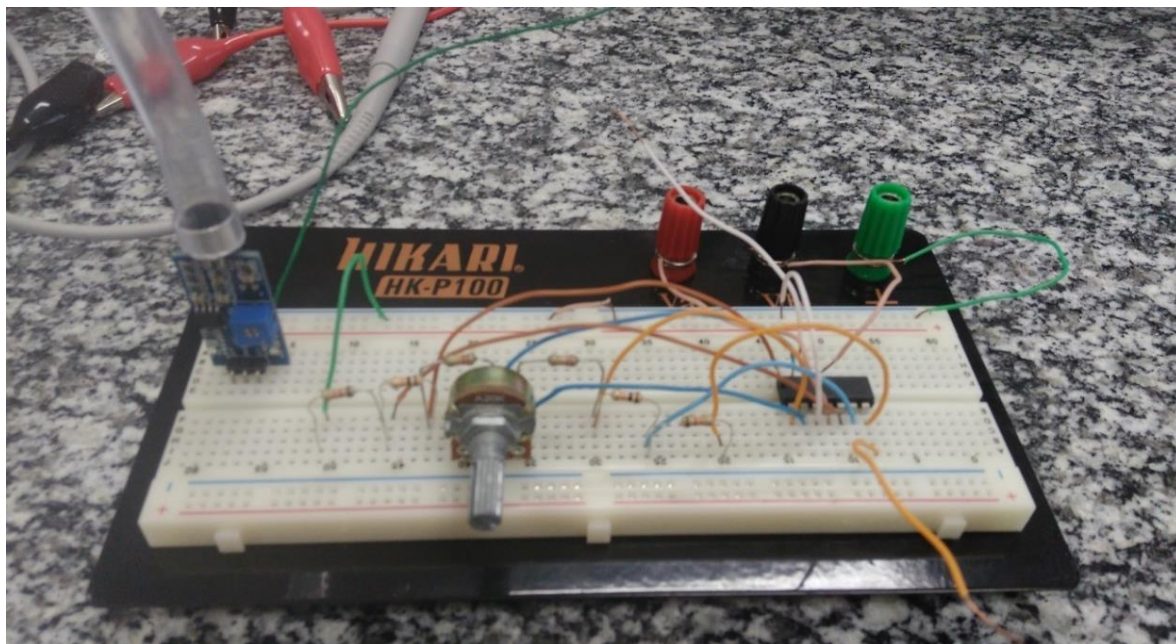


Figura 20: Sistema de captação dos batimentos.
Fonte: A autora (2017).

Na Figura 21, pode ser visualizado o amplificador em funcionamento e sendo obtida a aquisição do batimento cardíaco. O amplificador possui um ganho de 20,22 dB e CMRR de 40 dB. De acordo com o *Datasheet*, o CMRR satisfaz o requisito do LM324 (TEXAS INSTRUMENTS 2016). Isso pode aperfeiçoar e facilitar o desenvolvimento dos resultados, podendo ser ajustáveis.



Figura 21: Aquisição do sinal.

Fonte: A autora (2017).

Na Figura 22, cada pico como mostrado na tela do osciloscópio representa um batimento. Os batimentos variam de acordo com a frequência cardíaca de cada indivíduo, cada batimento obtido pelo estetoscópio é amplificado e transmitido para o osciloscópio, onde pode ser visualizado em tempo real.

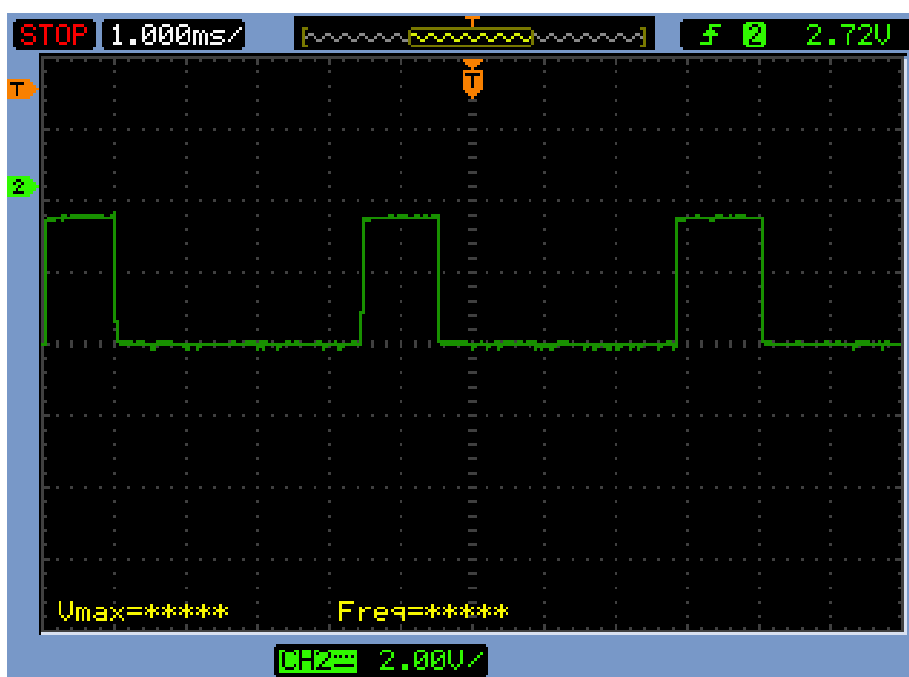


Figura 22: Teste prático do sistema.

Fonte: A autora (2017).

Na Tabela 3 é apresentado os valores dos materiais utilizados para o desenvolvimento do sistema. Comparando aos outros de monitoramento cardíaco já existente, pode-se perceber que o mesmo é de baixo custo em relação aos demais que custam acima de 90,00 R\$.

Tabela 3: Preços do sistema desenvolvido.

MATERIAIS	PREÇO (R\$)
Circuito impresso do amplificador de instrumentação, com entrada do sensor	30,00
Estetoscópio	16,00
Modulo sensor de som	5,99
TOTAL	52,00

Fonte: A autora (2017).

6. CONSLUSÕES

Foi apresentada uma proposta de sistema de aquisição de batimento cardíaco de baixo custo, com ênfase nas arritmias cardíacas bradicardia e taquicardia auriculares. Neste trabalho foi utilizado um amplificador de instrumentação e sensor de som para aquisição do sinal do batimento cardíaco em conjunto com um estetoscópio, os batimentos cardíacos das arritmias supraventriculares possuem o mesmo comportamento do ECG padrão, o que diferencia é o ritmo dos batimentos, podendo eles ser mais lentos ou mais rápidos que o normal. Futuramente, a parte de análise do batimento poderá ser implementada em hardware reconfigurável, utilizando FPGA. O FPGA tornará o sistema reconfigurável, podendo ser implementada de forma fácil e barata. Sua utilidade está em permitir o acompanhamento domiciliar, ambulatorial e até hospitalar do eletrocardiograma em pacientes que possuam a patologia.

REFERÊNCIAS

ACCUMED. **Estetoscópio Duplo Premium**. Disponível em: <<http://www.glicomed.com.br/?product=estetoscopio-duplo-premium>>. Acesso em: 02 maio 2017.

ASSESSORIA, FLEURY. **Arritmia Cardíaca**. Disponível em: <<http://www.fleury.com.br/saude-em-dia/dicionarios/doencas/pages/arritimia-cardiaca.aspx>>. Acesso em: 20 fev. 2017.

ARRAIS JÚNIOR, E., VALENTIM, R. A. de Medeiros e BRANDÃO, G. Bezerra, "**Real Time QRS Detection Based on Redundant Discrete Wavelet Transform**," in *IEEE Latin America Transactions*, vol. 14, no. 4, pp. 1662-1668, April 2016.

ARRAIS JÚNIOR, Ernano. **Sistema de Análise de Sinal Cardíaco para Aplicação em Telecardiologia**. 2016. 157 f. Tese (Doutorado) - Curso de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e de Computação., Universidade Federal Rural do Semi-Árido, Natal, 2016.

CHAVES, Paulo Castro; MOREIRA, Prof. Doutor Adelino Leite. **Electrocardiografia**. 2001. Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, Portugal, 2002.

EXTRA. **Campanha ensina a medir o pulso para detectar arritmia cardíaca que leva ao derrame**. 2014. Disponível em: <<http://extra.globo.com/noticias/saude-e-ciencia/campanha-ensina-medir-pulso-para-detectar-arritimia-cardiaca-que-leva-ao-derrame-14536291.html>>. Acesso em: 08 fev. 2017.

FANCOTT, T.; WONG, D. H. **A minicomputer system for direct high speed analysis of cardiac arrhythmia in 24 h ambulatory ecg tape recordings**. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, BME-27, n. 12, p. 685–693, Dec 1980.

GOLDBERGER, E. **The avl, avr, and avf leads: A simplification of standard lead electrocardiography**. *American Heart Journal*, v. 24, n. 3, p. 378 – 396, 1942. ISSN 0002-8703. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S000287034290293X>>. Acesso em: 03 de maio de 2017.

GUYTON, Arthur C.; HALL, John E.. **Tratado de fisiologia médica**. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006.

HAYWOOD, L. *et al.* **On-line real time computer algorithm for monitoring the {ECG} waveform**. *Computers and Biomedical Research*, v. 3, n. 1, p. 15 – 25, 1970. ISSN 0010-4809. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0010480970900467>>. Acesso em 05 de janeiro de 2017.

HERNÁNDEZ, A., CARRAULT, G. and MORA, F., **Model-based interpretation of cardiac beats by evolutionary algorithms**, *Computers in Cardiology*, 2002, pp. 93-96, 2002.

MALMIVUO, J.; PLONSEY, R. **Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields**. [S.l.]: OXFORD UNIVERSITY PRESS, 1995.

MARK, R. G. *et al.* **Real-time ambulatory arrhythmia analysis with a microcomputer.** *Computers in Cardiology*, p. 57–62, 1979.

NOMURA, Y.; TAKAKI, Y.; TOYAMA, S. **A method for computer diagnosis of the electrocardiogram.** *Japanese circulation journal*, v. 30, n. 5, p. 499–508, 1966.

QUERO, J.M. *et al.* **"CardioSmart: Cardiological Monitoring Intelligent system using GPRS,"** in Latin America Transactions, IEEE (Revista IEEE America Latina), vol.3, no.2, pp.152-158, April 2005.

RAZAVI B. **Fundamentals of microelectronics**, John Wiley Professio, USA, 2008.

RIKLI, A. E. *et al.* **Computer analysis of electrocardiographic measurements.** *Circulation*, Elsevier, v. 24, p. 643–649, 1961.

SARAVATI. **Módulo de sensor de som.** Disponível em: <http://produto.mercadolivre.com.br/MLB-849776080-modulo-sensor-de-som-microfone-postagem-em-24-hrs-_JM>. Acesso em: 02 maio 2017.

SAÚDE, M. da. **Doenças cardiovasculares causam quase 30 % das mortes no País.** 2014. Disponível em: <[09/doencas-cardiovasculares-causam-quase-30-das-mortes-no-pais](http://doencas-cardiovasculares-causam-quase-30-das-mortes-no-pais)>. Acesso em 15 de março de 2017.

SEDRA, Adel S.; SMITH, Kenneth C.. **Microelectronic circuits.** 6. ed. Oxford: Oxford, 2010.

SHAHNAZ C. *et al.*, **Cardiac beat classification based on wavelet analysis of empirical mode decomposed ECG signals**, *TENCON 2015 - 2015 IEEE Region 10 Conference*, Macao, pp. 1-6, 2015.

SOBRAC, Sociedade Brasileira de Arritmias Cardíacas . **Arritmias e morte súbita vitimam 300 mil brasileiros por ano.** 2015. Disponível em: <<http://www.sobrac.org/campanha/arritmias-e-morte-subita-vitimam-300-mil-brasileiros-por-ano/>>. Acesso em: 28 jan. 2016.

SOBRAC, Sociedade Brasileira de Arritmias Cardíacas. **Arritmias Cardíacas e Morte Súbita.** 2016. Disponível em: <http://www.sobrac.org/publico-geral/?page_id=6>. Acesso em: 10 fev. 2017.

TEXAS INSTRUMENTS. **LM324 Quadruple Operational Amplifier.** Disponível em: <<http://www.ti.com/product/LM324>>. Acesso em: 24 fev. 2017.

THALER, Malcolm S.. **Ecg Essencial: Eletrocardiograma na Prática Diária.** 7. ed. Porto Alegre: Artmed, 2013.

VALENTIM, R. A. de Medeiros et al. **A Telessaúde no Brasil: e a inovação tecnológica na atenção primária.** [S.l.]: Natal, RN: EDUFRN, 2015. 449 p.

VIEIRA, Jeziane *et al.* **Manual Básico de Eletrocardiograma.** Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia – Famed, 2007.

VIER, Ana Paula. **Sistema de Eletrocardiograma (ECG) com Reconhecimento de Arritmias**. 2008. 49 f. Monografia - Curso de Engenharia da Computação, Universidade Positivo, Curitiba, 2008.

WILSON, F. N. *et al.* **Electrocardiograms that represent the potential variations of a single electrode**. American Heart Journal, Elsevier, v. 9, n. 4, p. 447–458, 1934.

YASUI, S.; WHIPPLE, G. H.; STARK, L. **Comparison of human and computer electrocardiographic wave-form classification and identification**. *American heart journal*, Elsevier, v. 68, n. 2, p. 236–242, 1964.

YOUNG, T.; HUGGINS, W. **Computer analysis of electrocardiograms using a linear regression technique**. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, BME-11, n. 3, p. 60–67, July 1964.