

—
Universidade Federal de Pernambuco – UFPE

Centro Acadêmico do Agreste

Núcleo de Formação Docente – NFD

Desenvolvimento de um Sistema Eletrocardiográfico

Alanne Vandréia da Silva Alves

Caruaru – PE

Julho de 2015

Alanne Vandréia da Silva Alves

Desenvolvimento de um Sistema Eletrocardiográfico

Monografia de graduação apresentada ao Núcleo de Formação Docente do Centro Acadêmico do Agreste da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para a obtenção de grau de licenciado em Física.

Universidade Federal de Pernambuco – UFPE

Centro Acadêmico do Agreste

Núcleo de Formação Docente – NFD

Orientador: Profa. Dra. Thatyara Freire

Coorientador: Prof. Dr. Charlie Salvador

Caruaru – PE

Julho de 2015

Catálogo na fonte:
Bibliotecária - Simone Xavier CRB/4-1242

A474d Alves, Alanne Vandréia da Silva.
Desenvolvimento de um sistema eletrocardiográfico. / Alanne Vandréia da Silva Alves.
- 2015.
58f. il. ; 30 cm.

Orientadora: Thatyara Freire de Souza
Coorientador: Charlie Salvador Gonçalves
Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) – Universidade Federal de
Pernambuco, CAA, Licenciatura em Física, 2015.
Inclui referências bibliográficas

1. Eletrocardiograma. 2. Interdisciplinaridade. 3. Instrumentação. I. Souza, Thatyara
Freire de (Orientadora). II. Gonçalves, Charlie Salvador (Coorientador). III. Título.

371.12 CDD (23. ed.)

UFPE (CAA 2015-317)

PARECER DA COMISSÃO EXAMINADORA DE DEFESA NA DISCIPLINA
DE TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO II

ALANNE VANDRÉIA DA SILVA ALVES

Título

“DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA ELETROCARDIOGRÁFICO”

A comissão examinadora composta pelos professores: THATYARA FREIRE DE SOUZA NDF/UFPE, AUGUSTO CÉSAR LIMA MOREIRA NFD/UFPE, CHARLIE SALVADOR GONÇALVES UFPB, sob a presidência do primeiro, consideram a graduanda **ALANNE VANDRÉIA DA SILVA ALVES APROVADA**

Caruaru, 25 de julho de 2015

JOÃO L. DE FREITAS

Coordenador do curso de Física -
Licenciatura

THATYARA FREIRE DE SOUZA

Orientadora e 1ª examinadora

AUGUSTO CÉSAR LIMA MOREIRA

2º examinador

CHARLIE SALVADOR GONÇALVES

3º examinador

*Aos meus pais e irmãos, que foram - e são - o maior espelho de força e determinação na
minha caminhada.*

Agradecimentos

Finalmente, chegou o fim. Acredito que estes agradecimentos devem contemplar não somente os que contribuíram para a realização deste trabalho, mas a todos que fizeram parte da caminhada como um todo.

Agradeço a meu pai, quem primeiro me deu o incentivo a cursar Licenciatura em Física; a minha mãe, pela compreensão e dedicação que me prestou nestes 5 anos; as meus irmãos pelo apoio, força e amizade.

A Charles, por ser paciente, amável, dedicado e companheiro, por toda a ajuda que me deu de um forma ou de outra, obrigada.

Aos meus orientadores:

Charlie Salvador, por ter me dado a chance de um trabalho em Biofísica, pelos conhecimentos passados, pelo professor, pela compreensão e por ser peça fundamental na construção do ECG. Obrigada pelo nosso trabalho!

Thatyara Freire, por ter aceitado a orientação do trabalho em andamento, pela confiança que teve, pelo avanço que o texto deu com a sua ajuda e por torcer pelo trabalho junto comigo, muitíssimo obrigada.

Aos meus orientadores do PIBID Paulo e Augusto e aos professores Gustavo, Sérgio, Ana Lúcia, Giovana e Allyson, por me ensinarem mais do que cálculos e teorias.

Aos meus amigos Maylson, Hebio, Thathawanna, Mariane, Edgar e Lucas por compartilhar os dias de aflição, pelas risadas e desespero que passamos juntos e pelos conhecimentos trocados durante o curso, obrigada.

Aos meus grandes amigos Marcos, Jefferson, Wallyson e Misael, as melhores histórias que eu tenho pra contar do curso são com vocês! Obrigada pela amizade e por tudo que acrescentaram em meu conhecimento como estudante de Física.

A Deus, por tudo.

“O coração é o único órgão de todas as vísceras que não suporta injúria. Isso porque quando a principal fonte de força é destruída, nenhuma força adicional pode ser trazida pelos órgãos que dependem dele”

Aristóteles - 384 AC

Resumo

Este trabalho é uma sugestão interdisciplinar da construção de um eletrocardiograma (ECG) portátil que pode ser utilizado como ferramenta de ensino para professores de Física, uma vez que este abrange diversos conteúdos que se trabalhados em concomitância, abrem um leque de possibilidades na quebra do ensino tradicional e metódico nas salas de aula. O aparelho de eletrocardiograma é utilizado na área da medicina para a realização de exames a fim de diagnosticar patologias cardíacas. É de grande utilidade em hospitais e centros de treinamento para atletas, pela simplicidade em realizar o exame e o número de informações que este fornece. A proposta de um ECG portátil, de fácil montagem e baixo custo abrange os conceitos biológicos do ritmo cardíaco, explora o circuito utilizado com todos os componentes e configurações que o compõem e a forma de captação e transmissão do sinal bioelétrico. Além disso, o ECG deste trabalho traz a captação do sinal por meio da placa de som com a possibilidade de visualizar o espectro do ECG como um arquivo de áudio em um software de edição, é um diferencial que simplifica a aquisição e processamento de dados, tornando ainda mais acessível a estudantes de Física, Medicina e áreas afins. Para um equipamento piloto, foram obtidos resultados além das expectativas, onde as ondas cardíacas coletadas satisfizeram a morfologia e os intervalos de onda impostos nos parâmetros de comparação. O trabalho traz subsídios para estudantes e professores de física e das demais áreas relacionadas a montar e ter o ECG como instrumento de trabalho.

Palavras-chave: Eletrocardiograma, Interdisciplinaridade, Instrumentação.

Abstract

This work is an interdisciplinary suggestion of building an portable electrocardiogram (ECG) which can be used as a teaching tool for physics teachers, since this covers several content that worked in concomitance, open up a range of possibilities in the breakdown of traditional and methodical education in classrooms. The ECG machine is used in medicine to perform tests to diagnose heart problems. It's extremely useful in hospitals and training centers for athletes, regarding the simplicity in the exam and the number of information it provides. The proposal of the portable ECG, easily assembled and low cost covers the biological concepts of heart rate, explores the circuit used with all components and configurations that comprise it and the shape of how to capture and transmission of bioelectric signal. In addition, the ECG of this work brings the capture of the signal through the sound card with the ability to view the spectrum of ECG as an audio file in an editing software, it's a diferencial that simplifies the acquisition and processing of data, turning it even more accessible to physics, Medicine and related fields students. For a pilot equipment, yielded results beyond expectations, where the heart waves collected satisfied the morphology and the intervals of waves taxes on benchmarks. This work brings benefits to physics students and teachers and other areas related to build and have ECG as a working tool.

Keywords: Electrocardiogram. Interdisciplinary. Instrumentation

Lista de tabelas

Tabela 1 – Valores para referência	45
Tabela 2 – Dados para o voluntário 1	46
Tabela 3 – Resultados comparativos do voluntário 1	46
Tabela 4 – Dados para o voluntário 2 na derivação aVF	48
Tabela 5 – Resultados comparativos do voluntário 2 na derivação aVF	48
Tabela 6 – Dados para o voluntário 2 na derivação aVR	49
Tabela 7 – Resultados comparativos do voluntário 2 na derivação aVR	49
Tabela 8 – Dados para o voluntário 3	51
Tabela 9 – Resultados comparativos do voluntário 3	51

Sumário

1	INTRODUÇÃO	11
2	BIOFÍSICA DO CORAÇÃO	14
2.1	Anatomia	14
2.2	Sistema Hidráulico do coração	16
3	O ELETROCARDIOGRAMA (ECG)	20
3.0.1	Onda P - despolarização do átrio:	23
3.0.2	Complexo QRS - despolarização do ventrículo:	23
3.0.3	Onda T - Repolarização ventricular:	24
3.1	As derivações DI, DII, DIII e aVR, aVL, aVF	24
4	INSTRUMENTAÇÃO	27
4.1	Eletrodos	27
4.2	Conectores de entrada	28
4.3	Elementos do circuito	28
4.3.1	Amplificadores operacionais - AOP	28
4.3.1.1	Amplificação	29
4.3.1.2	Circuitos Básicos com AOP	31
4.3.1.3	Filtros	33
4.3.2	O circuito proposto	35
4.4	Conector de saída	40
4.5	Aquisição e processamento de dados	40
5	RESULTADOS	43
5.1	Procedimento de medida	43
5.2	Resultados	43
5.2.1	Os resultados do ECG de repouso	44
5.2.2	O resultado do ECG para as derivações aVR, aVF e aVL	47
6	CONCLUSÃO E PERSPECTIVAS	52

1 INTRODUÇÃO

O eletrocardiograma, ou ECG, é um procedimento amplamente utilizado para registrar graficamente a atividade elétrica do coração, que pode ser detectada na superfície do corpo e apresentada por um equipamento conhecido como eletrocardiógrafo. O médico fisiologista holandês Willem Einthoven [1] é o responsável pela realização do primeiro eletrocardiograma no ano de 1903, motivo pelo qual é considerado o pai da eletrocardiografia. O mesmo foi agraciado com o prêmio Nobel da fisiologia e medicina no ano de 1924, tamanha foi a importância de sua contribuição. [2]

O eletrocardiógrafo é um galvanômetro que mede pequenas intensidades de corrente que recolhe a partir de dois eletrodos, dispostos em determinados pontos do corpo e são amplificadas e registradas graficamente. [3]

Assim, através do ECG é possível avaliar o padrão dos sinais elétricos cardíacos e determinar sua regularidade/irregularidade, associada à presença de algum tipo de alteração no estado de saúde. Apesar de existirem limitações, o ECG é o exame auxiliar mais usado no diagnóstico de doenças cardíacas, isso se deve ao fato de ser um exame não invasivo, de baixo custo e versátil. Dentre as várias técnicas de análise da atividade cardíaca, a mais utilizada é o ECG de repouso. Para riscos mais elevados, que necessitam de um acompanhamento prolongado, a engenharia elétrica desenvolveu dispositivos com sistema de telemetria, permitindo uma maior mobilidade ao paciente.

Em hospitais e instituições de saúde, os sistemas de telemetria médica podem concentrar as informações de diversos pacientes em um único terminal. Isto permite um monitoramento contínuo mais eficiente por parte do enfermeiro, ao mesmo tempo em que dá mais mobilidade aos pacientes que tem a possibilidade de locomoção. (MARTINCOSKI, 2003)[4]

Abiotelemetria é utilizada também no monitoramento de atletas em diversos esportes, como na Fórmula 1 (BEDINI, 1995)[5], na natação (UTSUYAMA et al., 1988)[6] e no alpinismo (SATAVA, 2000)[7]

Além dos benefícios tecnológicos, os sistemas de telemetria são implementados com baixo custo, aproveitando a infraestrutura de comunicação já existente e acessível nos hospitais e residências.

O objetivo deste trabalho é propor um modelo interdisciplinar através de um dispositivo ECG de monitoramento contínuo e em tempo real, com portabilidade, baixo custo e eficiência. Com a tecnologia a favor, a aquisição dos sinais e emissão de dados a

diversos profissionais, pode facilitar e agilizar diagnósticos e tratamentos. Além disso, nosso grande compromisso está relacionado ao ensino de Física, e considerando aqui que a Física e a Biologia, juntas, oferecem inúmeras formas de realçar o ensino de ciências. Trabalhar os conceitos de forma prática, com exemplos de projetos, utilizando experimentos e aplicações cotidianas que facilitem a conexão entre o conceito e a vivência do aluno. Historicamente, a preocupação com a interdisciplinaridade surge com a bandeira de Piaget, nos anos 60, em concepções de interdisciplinaridade. Ivan Fazenda cita em seu artigo (A teoria fecunda e a prática difícil da interdisciplinaridade)[8]:

“Piaget após longa investigação sobre a complexidade dos limites da ciência, numa atitude de liberação das amarras que impediam o afrouxamento das fronteiras, cria o conceito detransdisciplinaridade, imaginando com ele, a possibilidade de transgressão dos principais paradigmas fechados das ciências convencionais da época“.

A partir disso, os estudos começaram a fazer pontes de ligação entre as mais diversas áreas do conhecimento, tornando importantepensar nos pontos de vista e abordagens que um mesmo problema pode atingir nas áreas da Física, Biologia, História, Matemática e etc.

Maria Aranha Moreira fala em seu artigo Interdisciplinaridade: As disciplinas e a interdisciplinaridade brasileira [9] que "eliminar barreiras entre as disciplinas é um gesto de ousadia, uma tentativa de romper com um ensino transmissivo", descontextualizado, que ainda é praticado e afeta o desenvolvimento e aprendizagem dos alunos.

”Numa proposta interdisciplinar, o professor de ciências que não tivesse seu problema de domínio de conteúdo completamente resolvido, poderia adotar em sala de aula a postura de quem faz ciência, ou seja, não ter todas as respostas prontas, mas apresentar disponibilidade intelectual para procurar soluções que envolvam outras esferas e pessoas que não a sala de aula e o professor“ (FAZENDA, 2003, p.63)[10]

Unir duas disciplinas com tantas aplicações pode ser uma excelente proposta para o ensino de ciências no ensino médio. A Física e a Biologia constituem um forte instrumento para despertar o interesse e o gosto por estudar e até mesmo realizar pesquisa científica. O eletrocardiograma traz um extenso leque de conteúdos que podem ser trabalhados, entre eles: anatomia do coração, transmissão elétrica de impulsos nervosos, circuitos elétricos, ondas, fluidos, entre outros. Por isso, consideramos que além de fazer uma ponte entre disciplinas, a interdisciplinaridade, quando atacada de uma forma interessante, é capaz de motivar e contribuir para o enriquecimento intelectual de professores e alunos, estimulando a curiosidade pela pesquisa e aplicações práticas do conhecimento.

Por se tratar de um trabalho em Biofísica, a fundamentação teórica conta com pré-requisitos para o estudo do ECG. Apresentamos um embasamento teórico que dá subsídios

para que o estudante do curso de Física possa acompanhar e reproduzir o dispositivo proposto, como segue a descrição:

No capítulo 1 serão expostas informações sobre a anatomia e funcionamento do coração e como isto está intimamente ligado à captação da onda. Este capítulo traz conceitos acerca da propagação de corrente elétrica no corpo e dos batimentos cardíacos numa abordagem superficial dos aspectos biológicos relevantes para este trabalho .

Mas, para construir um eletrocardiograma, é imprescindível saber o funcionamento de um ECG comercial. O capítulo 2 explica "como" e "o que" acontece na transmissão dos sinais durante a propagação da onda, vetores cardíacos e derivações.

Sinais Biológicos são da ordem de alguns mV e em geral, com presença de ruídos. É preciso utilizar amplificadores e filtros para obter um sinal de qualidade e uma boa relação sinal - ruído, garantindo qualidade no sinal detetado. O capítulo 3 trás estas informações e mostra o circuito proposto na configuração adequada para coleta de dados do ECG e os programas utilizados.

Para concluir, o capítulo 4 expõe os resultados e as discussões e logo após são apresentadas as considerações finais e perspectivas.

2 BIOFÍSICA DO CORAÇÃO

2.1 Anatomia

O coração é um músculo de estímulo involuntário, aproximadamente do tamanho de uma mão adulta fechada. Está localizado estrategicamente, no centro geográfico do sistema cardiovascular com uma massa que está entre 200 e 300 gramas e “bate” mais de 100 000 vezes por dia, bombeando 7000 litros de sangue por mais de 96 000 quilômetros de vasos sanguíneos. [11]

Responsável pelo bombeamento de sangue no corpo, funciona como uma bomba, fazendo a troca sanguínea entre pulmões e corpo por meio de 4 cavidades: 2 superiores (os átrios direito e esquerdo) e duas inferiores (os ventrículos direito e esquerdo), como mostra a figura 2.1.

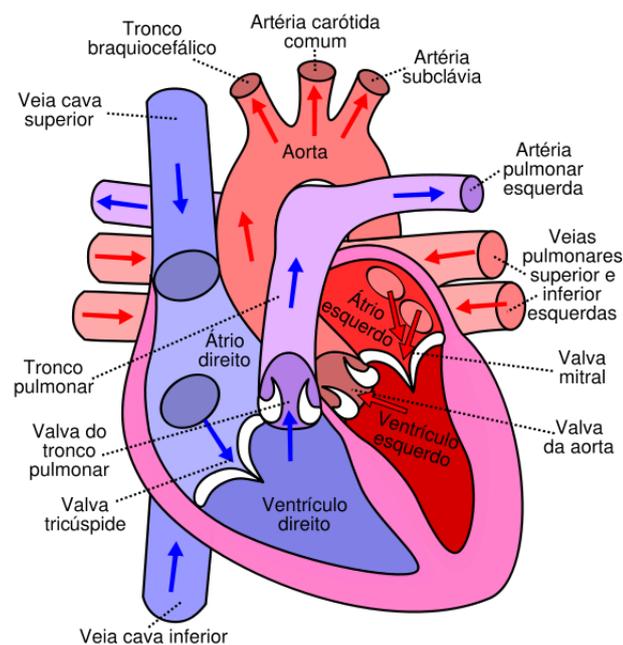


Figura 1 – Anatomia do coração, destacando suas principais cavidades, artérias e veias.¹

^a Fonte: guia.bio.br/, 07/2015

No coração, a base é a parte superior, onde estão localizadas a maior parte dos vasos sanguíneos e a principal artéria do corpo humano: a Aorta. Na base, também estão localizadas a veia cava superior e a artéria pulmonar, por onde o sangue chega aos pulmões e faz a troca dos gases, tornando o sangue rico em oxigênio e pronto para ser depositado no sistema circulatório. [13] A parte mais desenvolvida e pontuda é o ápice, que se entende até o diafragma. Nele estão localizados os ventrículos esquerdo (VE) e direito (VD) -

responsáveis por desencadear as contrações cardíacas. São revestidos da maior parcela do miocárdio (o músculo do coração). Entre o ápice e a base estão os átrios direito (AD) e esquerdo (AE) - reservatórios de sangue e via de entrada para os ventrículos. [12]

O coração tem um mecanismo de ritmo e precisão para bombeamento sanguíneo. São dois principais movimentos denominados sístole - contração - e diástole - relaxamento, que devem acontecer em alternância nas câmaras de armazenamento.

Para que não ocorra refluxo sanguíneo ou mistura dos sangues venoso e arterial, o sangue chega ao coração por veias e sai por artérias. Isto porque as artérias são vasos mais espessos e fortes, que suportam uma pressão maior, extinguindo o risco de rompimento ao suportar grandes pressões.

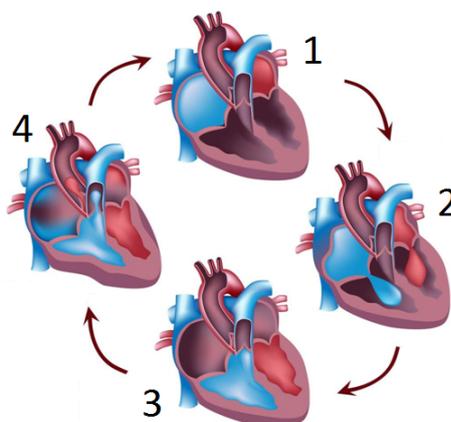


Figura 2 – Representação do ciclo de movimentos do coração. Em (1):diástole atrial. Em (2): sístole atrial. Em (3): diástole ventricular e em (4):Sístole ventricular e diástole atrial e diástole ventricular.²

^a Fonte: Adaptada do site <http://www.my-personaltrainer.it/>, 07/2015

A figura 2.1 mostra que o sangue chega ao coração pelas veias cava e pulmonar, nos átrios direito e esquerdo, respectivamente (1). Neste momento, os átrios estão relaxados para receber o sangue. Depois de cheios, há uma leve contração que força a abertura das valvas tricúspide e bicúspide (ou mitral) (2), permitindo a passagem para os ventrículos (3) Em seguida, o sangue é enviado aos pulmões pela artéria pulmonar e aos órgãos periféricos pela artéria Aorta. [14]

Esse é o ciclo cardíaco. O seu mecanismo nada mais é que uma sequência de variações na pressão que ocorre pela mudança de compartimentos. Acontece da seguinte forma: os átrios recebem um estímulo elétrico e são forçados a contrair, reduzindo seu volume e aumentando a pressão sanguínea, forçando a abertura das válvulas de passagem.

Durante a contração dos átrios, os ventrículos permanecem relaxados. Em seguida, o estímulo se propaga e os ventrículos contraem fortemente, forçando o fluxo de sangue para as artérias. Depois de bombear, os ventrículos ficam relaxados e a pressão volta a ser

menor, então o curso natural seria que o sangue voltasse à região de menor pressão, e para evitar que isso aconteça, as válvulas de passagem para as artérias fecham rapidamente [14]

2.2 Sistema Hidráulico do coração

A pressão sanguínea é a pressão manométrica que o sangue exerce nas artérias ao ser bombeado. Conforme Heiene[15], a medida da pressão sanguínea é feita pelos movimentos de contração e relaxamento do coração. A pressão sistólica de bombeamento tem valores médios de 120 mmHg e a diastólica de 80 mmHg. Uma pressão sistólica alta pode significar que o coração está bombeando forte demais ou que as artérias estão muito rígidas. Já uma pressão diastólica alta significa que as artérias apresentam resistência à passagem do sangue. O sangue bombeado pelos ventrículos toma destinos independentes, onde o VD envia sangue aos pulmões e o VE para cabeça e órgãos periféricos. Como o VE bombeia sangue com uma intensidade maior, a pressão na aorta é maior que na artéria pulmonar, e é baseada na aorta que a pressão é determinada.

A figura 3a mostra que durante a sístole, os ventrículos sofrem uma contração de alta intensidade, empurrando o sangue nas paredes das artérias. Ramificações da Aorta e artérias pulmonares atingem um valor aproximado de 120 mmHg. Simultaneamente, os átrios estão relaxados, armazenando sangue para o próximo passo, e, portanto, tem baixa pressão. Na diástole, indicado na figura 3b, depois do sangue bombeado, a pressão sanguínea nas artérias diminui para 80mmHg, pois os ventrículos agora estão relaxados. O ponto de maior pressão está localizado nos átrios, que recebem o estímulo de contração e empurram o sangue para as cavidades posteriores VE e VD. [12]

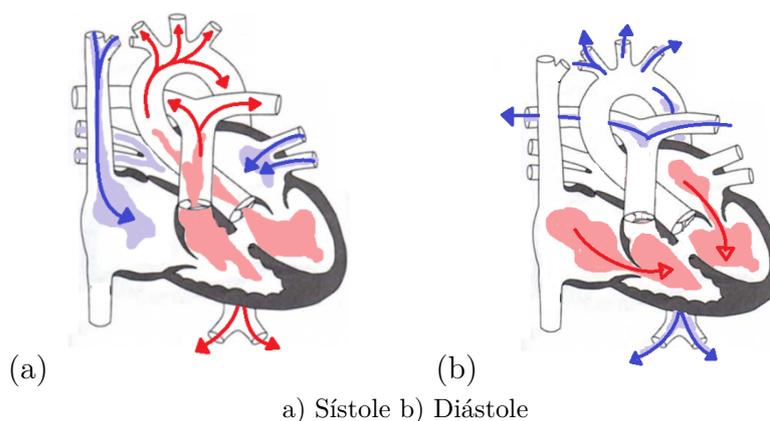


Figura 3 – A figura mostra ,em vermelho, os pontos de maior pressão e em azul os de menor pressão, devendo estar alternados nos movimentos de sístole e diástole.

A figura 2.2 demonstra como a pressão sanguínea está descrita em um gráfico de pressão versus volume. No período de enchimento (I), os ventrículos estão relaxados, havendo quase somente variação do volume. Em seguida (II), recebe um estímulo de

contração, mas devido ao leve retardo que há entre um movimento e outro, cresce somente a pressão e o volume se mantém constante. Porém, uma vez aumentada a pressão, o sangue migra para os átrios, esvaziando os ventrículos e reduzindo seu volume(III). Por fim, a pressão volta ao seu ponto de início, (IV), permitindo a reentrada do sangue.

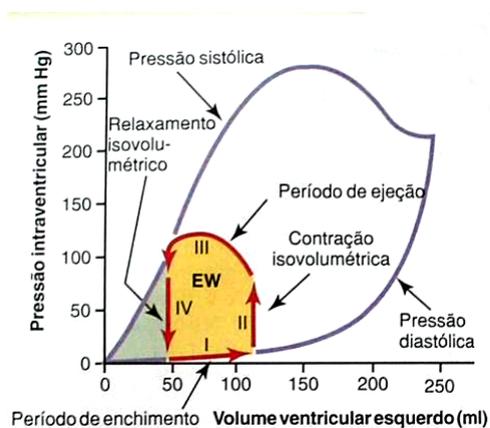


Figura 4 – detalhes sobre a composição da onda.³

^a Fonte: <http://ocw.unican.es/ciencias-de-la-salud>, 07/2015

Diante do exposto sobre compartimentos e pressões, pode-se ainda fazer uma analogia entre o coração humano e uma bomba manual. O coração humano bate e bombeia sangue mecanicamente, caracterizando-se como um órgão de precisão e ritmo. A partir disso, no início da ciência moderna, com uma visão mecânica do mundo, o mecanismo do coração foi comparado ao de uma bomba hidráulica.

... o sistema circulatório ... serve para transportar e distribuir substâncias ... para remover os produtos provenientes do metabolismo ... O sistema cardiovascular que realiza essas tarefas é constituído por uma bomba, uma série de vasos de distribuição e de coleta, e por um extenso sistema de finos vasos ... [16].

Wilian Harvey [18], anatomista, também faz essa comparação e diz que o coração funciona como uma bomba hidráulica impulsionada pela força muscular e "não passa de um sistema de bombas de tubos", onde a circulação está em equilíbrio.

O coração é como uma bomba pulsátil, que trabalha como um músculo qualquer, contraindo e relaxando. Que a contração do ventrículo esquerdo provoca a expansão da artéria aorta, que leva o sangue para os órgãos. Que o sangue retorna ao coração através das veias. Daí vai até a aurícula direita, desta para o ventrículo direito, que depois se contrai e leva o sangue até os pulmões pela artéria pulmonar. Em seguida, oxigenado, o sangue segue pelas veias pulmonares até a aurícula esquerda. Daí para o ventrículo esquerdo, e assim por diante de forma contínua, sem parar.

Este sistema pode ser explicado com base na mecânica dos fluidos [19][20]. Para representar melhor esta ideia, a comparação do sistema cardiovascular pode ser feita com um esquema de bomba manual puxa-empurra:

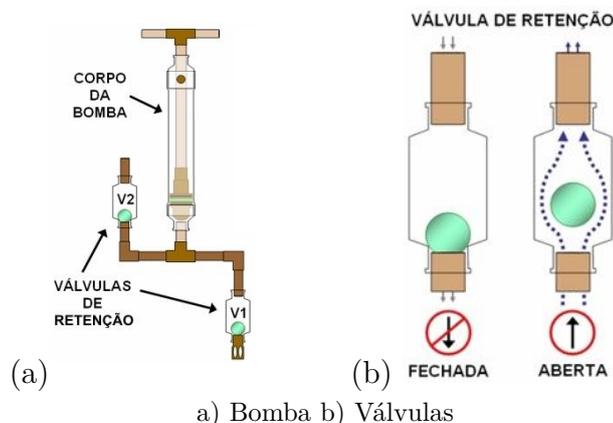


Figura 5 – Em (a) o esquema da bomba puxa-empurra e em (b), imagem ampliada das válvulas de retenção V1 e V2.⁴

^a fonte:sociedadedosol.org.br, 07/2015

A bomba é composta por um corpo e duas válvulas de retenção. As duas válvulas de retenção servem para controlar o fluxo de água enquanto o êmbolo do corpo comprime e contrai. Com este mecanismo, a água entra sempre por uma válvula e sai por outra, extinguindo a possibilidade de mudar o sentido do fluxo.

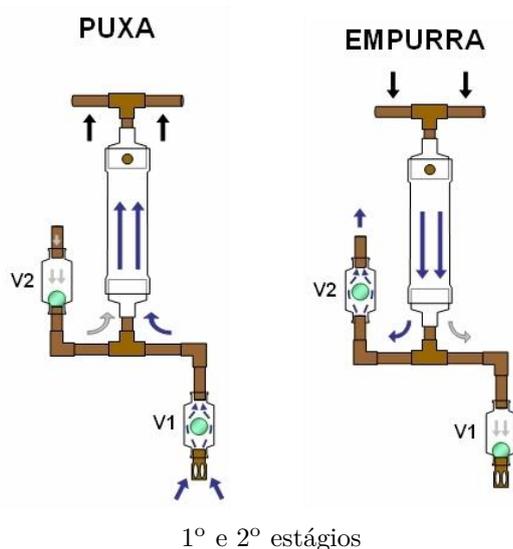


Figura 6 – Esquema de funcionamento da bomba no esquema puxa-empurra, detalhando a analogia feita ao sistema de bombeamento cardíaco.⁵

^a www.sociedadedosol.com.br, 07/2015

Na figura 2.2a, ao ser puxada, a alavanca do êmbolo força a entrada de água pela válvula V1. O sentido do movimento da água e a pressão interna menor que a externa,

impede que a água retorne pela válvula V2, mantendo-a fechada; em 2.2b, a alavanca é empurrada e o fluxo fecha a passagem de água pela válvula V1, impedindo que a água retorne e pressiona a passagem de água por V2. Assim, a água que entra na bomba, é impulsionada para cima, a caminho da tubulação.

Analogamente, o sangue chega aos átrios (V1) por veias (tubos) que permitem a passagem de sangue aos ventrículos (corpo da bomba) relaxados. Em seguida, com a contração dos ventrículos (redução do volume do êmbolo), o sangue é bombeado à aorta, onde será ramificado (na tubulação) e enviado aos órgãos.

3 O ELETROCARDIOGRAMA (ECG)

O eletrocardiograma (ECG) hoje é um instrumento de observação e diagnóstico indispensável na cardiologia. O ECG é essencialmente um sinal do potencial cardíaco, em que alterações na condução desses sinais podem, através do registro, indicar patologias como: sobrecargas, arritmias, crescimento atrial, bloqueios de ramo e SCA. [21]

Como observado na figura 3, o ECG registra as variações elétricas na superfície do corpo por eletrodos em 3(A) dispostos na pele de acordo com a projeção dos vetores cardíacos e é postado em monitores eletrônicos em 3(C) de equipamentos específicos para uso. Doenças cardíacas podem ser graves e o diagnóstico precoce é sempre a chave para um tratamento mais eficaz. A conduta de utilizar o ECG na clínica ou no pronto socorro é importantíssima e apesar de ser um exame complementar, pode ser decisivo para salvar a vida de um paciente. [22]

Em todos os casos, o ECG serve para auxiliar o diagnóstico de doenças e ao profissional da cardiologia identificar a necessidade do exame e interpretar os resultados associado aos demais fatores que forem necessários. É possível captar o sinal na superfície da pele porque a caixa torácica é um meio passivo e condutor, então, a informação é enviada por células do sistema nervoso, conduzida por nervos e músculos até chegar ao tecido da superfície do corpo.

Para aquisição de dados, é necessário um equipamento visual, mostrado na figura 3(C), um sistema eletrônico de amplificação, filtragem e digitalização do sinal obtido, como mostra 3(B). O equipamento deve ser calibrado e seguido da realização do exame, o registro é impresso em papel quadriculado ou gravado, na forma de um gráfico tensão versus tempo para análise, a figura 3(E) mostra isto. [23]

Características da atividade elétrica

A atividade cardíaca exige duas fontes de energia para os batimentos: nutrientes e eletricidade. O sangue confere oxigênio e glicose e o sistema nervoso impõe o ritmo, por meio de impulsos elétricos. As células condutoras de estímulos elétricos produzem potenciais positivos ou negativos que geram ondas de polarização, formando o registro do ECG. Este é obtido pela sequência de propagação do estímulo e conseqüentemente, das ondas formadas por essa atividade de polarização. [14]

Cada etapa transmite uma informação aos eletrodos do ECG enviada ao monitor na forma de onda, seguindo o esquema mostrado na figura 3: temos em 3(A) a despolarização atrial induzida pelo nodo sinusal. Em 3(B) os impulsos são transmitidos ao nó átrio-

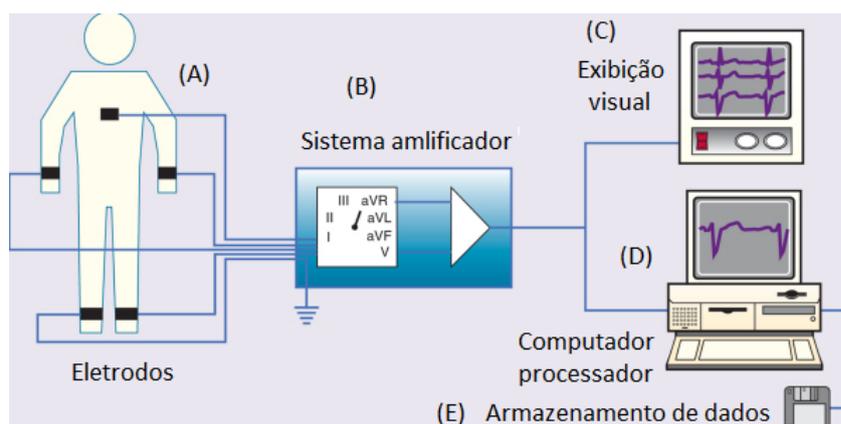


Figura 7 – Equipamento montado para captar a onda ECG de um paciente com monitoramento por computador.¹

^a Fonte: <http://paginas.fe.up.pt/ee07135/ecg.html> 07/2015

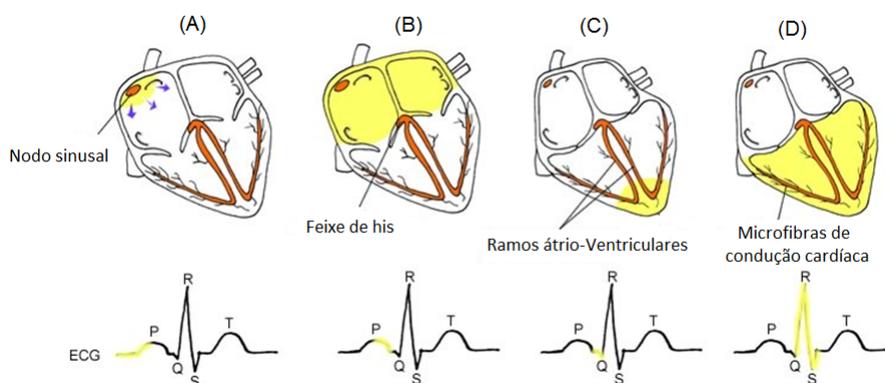


Figura 8 – Sinal do ECG associado aos fenômenos de polarização devido ao estímulo elétrico.²

^a Fonte: Adaptada de <http://collettemathieu.blog.lemonde.fr>, 07/2015

ventricular, chegando em seguida ao ápice do coração 3(C). E a despolarização se propaga aos ventrículos, dando origem ao pico da onda 3(D).

A membrana celular é revestida de cargas positivas. Com a ação da bomba de sódio e potássio, há uma corrente elétrica gerada pela transposição de íons aos pontos adjacentes. Este fenômeno de propagação de corrente é chamado de despolarização. Devido a informação elétrica ter uma intensidade, direção e um sentido de propagação, podemos tratar a despolarização como um vetor. [25]

Ao receber um estímulo de descarga, os dipolos elétricos são invertidos, despolarizando a célula com um potencial positivo, causando uma propagação de onda que será transmitida ao eletrodo do ECG e registrada como pico positivo de onda. No processo inverso, de recarga, a membrana volta a ficar polarizada e recupera seu potencial inicial. Neste caso, a onda é registrada como negativa: a repolarização, como mostra a figura 3 [26]

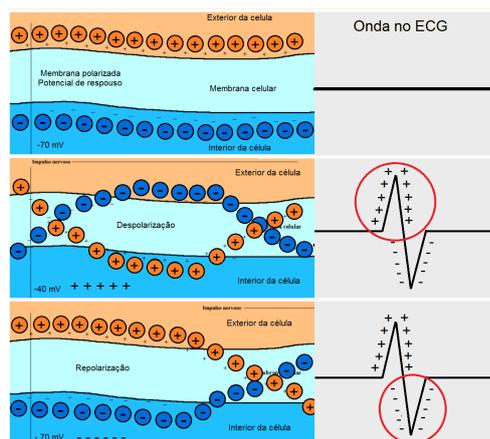


Figura 9 – A figura mostra que a polarização é registrada no ECG por deflexões rápidas para cima e para baixo da linha de base.³

^a Fonte: adaptada de www.uff.br, 07/2015

À medida que a membrana se despolariza e repolariza, as variações compoem as ondas P, o complexo QRS e a onda T da seguinte forma (as informações referentes à formação dos intervalos de onda estão de acordo com os livros [25] e [26]):

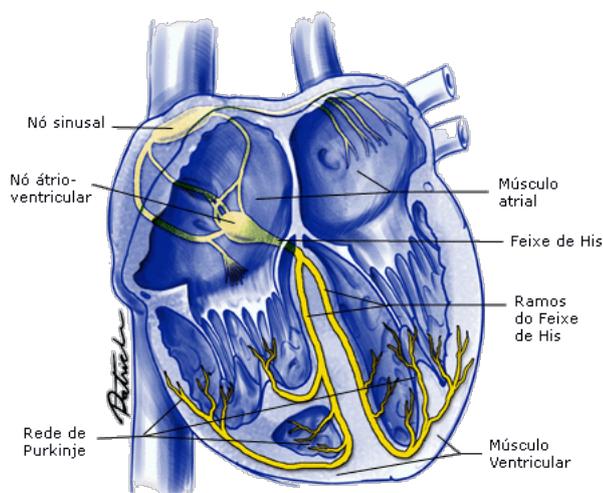


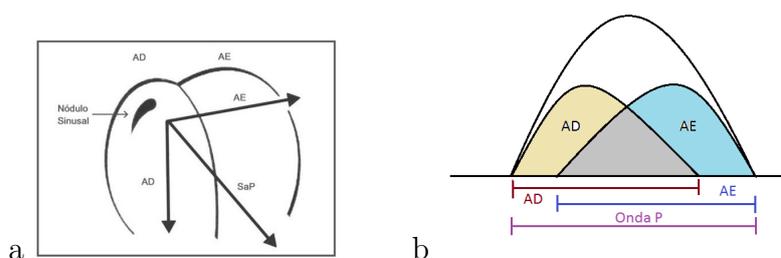
Figura 10 – Principais pontos do sistema de condução elétrica do coração.⁴

^a Fonte: <http://www.arritmiacardiaca.com.br> / 07/2015

O ponto de partida da excitação se encontra no nodo sino atrial ou sinusal, na fração superior da figura 3 . Localizado no topo do átrio direito (AD), deposita fibras condutoras que ramificam e conectam os átrios direito e esquerdo (AE), respectivamente. Este estímulo vai despolarizar as paredes do músculo cardíaco, gerando em cada ponto, um vetor resultante.

3.0.1 Onda P - despolarização do átrio:

Quando o estímulo é enviado aos átrios, primeiro atinge o AD e em seguida o AE, como mostra 11. Os dois vetores formam uma espécie de interferência de ondas, com isso, o vetor resultante é a soma desses dois vetores - chamado $\overrightarrow{SA\dot{P}}$. Orientado para esquerda e para baixo, é o que dá origem à onda P.



Em (a) Vetores de despolarização dos átrios, seu vetor resultante $\overrightarrow{SA\dot{P}}$ e em (b) formação da onda P como resultado da ativação elétrica dos átrios AD e AE, respectivamente.

Figura 11 – Esquema sobre a formação das ondas P do eletrocardiograma

^a Fonte: Adaptada de Guyton e Hall: Textbook of Medical Physiology [14]

^a Fonte: Adaptada de Manual prático de Eletrocardiograma - Guimarães e Reis [26]

3.0.2 Complexo QRS - despolarização do ventrículo:

A condução elétrica pelo ventrículo segue o feixe de his e estimula simultaneamente os ventrículos direito e esquerdo, mostrado na figura 3. Primeiramente, o impulso passa pelo septo e gera os primeiros vetores ventriculares $\overrightarrow{1\dot{E}}$ (orientado para a direita) e $\overrightarrow{1\dot{D}}$ (orientado para a esquerda), como mostra a figura 3.0.2.

A seguir, a despolarização das paredes livres dos ventrículos, dá origem aos vetores $\overrightarrow{2\dot{E}}$ e $\overrightarrow{2\dot{D}}$, com resultante para a esquerda. Como o miocárdio no ventrículo esquerdo é de 2 a 3 vezes maior que no direito, o vetor $\overrightarrow{2\dot{E}}$ também é maior que vetor $\overrightarrow{2\dot{D}}$, ainda na figura 3.0.2.

Por último, a corrente chega ao sulco átrio-ventricular e forma os vetores $\overrightarrow{3\dot{E}}$ e $\overrightarrow{3\dot{D}}$, que apontam quase na mesma direção.

Os vetores da ativação ventricular tem formação análoga aos da onda P. Porém, como seu movimento é mais complexo que o dos átrios, seu vetor é maior e portanto, sua representação gráfica na onda do ECG também é. Estas variações são registradas pelo ECG como um complexo multifásico, chamado complexo QRS e o seu vetor resultante, orientado para esquerda e para trás, \overrightarrow{SAQRS}

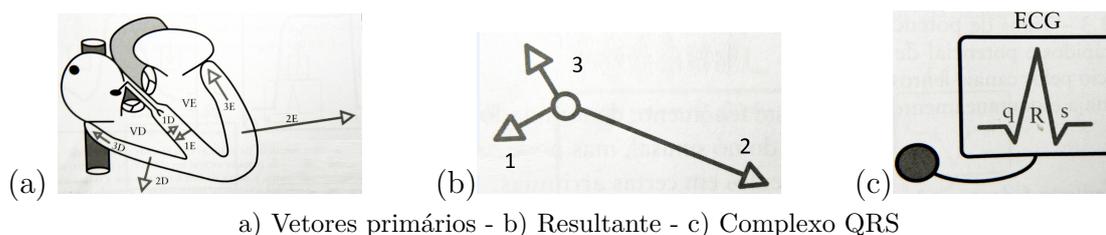


Figura 12 – Em (a) e (b), a figura mostra a formação dos vetores 1, 2 e 3 resultantes da soma dos vetores $\vec{1E}$ e $\vec{1D}$; $\vec{2E}$ e $\vec{2D}$; $\vec{3E}$ e $\vec{3D}$, respectivamente. E em (c), formação do complexo QRS.

^a Fonte: Eletrocardiologia básica - Friedmann [26] 07/2015

3.0.3 Onda T - Repolarização ventricular:

Num processo de repolarização, a onda resultante tem sinal negativo, como foi mostrado na figura 3. Porém, há alguns casos onde o sentido de repolarização é inverso ao sentido de polarização, quando isso acontece, a onda de polarização tem o mesmo sentido da onda de repolarização. Este é o caso da onda T, que indica a repolarização ventricular. Em geral, adota um caráter positivo, mas há situações específicas, onde a onda T é negativa e ainda assim não é considerada patológica.

3.1 As derivações DI, DII, DIII e aVR, aVL, aVF

A atividade elétrica causada pela diferença de potencial na superfície da pele é passível de registro por meio de eletrodos conectados em lugares estratégicos. Porém, um mesmo fenômeno elétrico dá origem a traçados eletromagnéticos diferentes, de acordo com a localização dos eletrodos.

Buscando a mesma visão de um exame eletrocardiográfico em qualquer lugar do mundo, surgiu a necessidade de padronizar a configuração dos eletrodos, escolhendo os pontos mais adequados para realização do procedimento. As variações pré-determinadas na forma de conectar os eletrodos são chamadas de derivações. Pode-se pensar numa derivação como um vetor resultante da união dos eletrodos dispostos na superfície onde há, apresentando, portanto uma orientação espacial. Assumindo convenções positivas (quando o eletrodo está captando estímulos próximos à origem dos vetores) e negativas (quando capta estímulos próximos à extremidade).

Eithoven estabeleceu, por convenção, três derivações bipolares (em quais os eletrodos estão equidistantes do coração) representando os lados de um triângulo: o triângulo de Eithoven. Concluiu que os vetores elétricos da atividade cardíaca poderiam ser registrados num plano central. Para isso, originou três derivações: DI, DII e DIII (com eletrodos positivos colocados no braço esquerdo, no braço direito e na perna esquerda, respectivamente), constituindo algo próximo a um triângulo equilátero (??), de acordo com a figura 13.

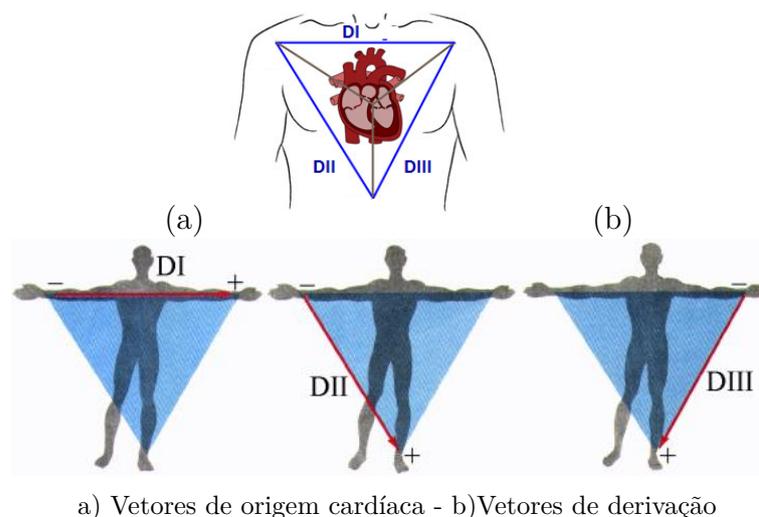


Figura 13 – Em (a) diagrama vetorial das derivações DI, DII e DIII. Em (b), configuração das derivações DI, DII e DIII

^a Fonte: <http://www.thinkingmedicine.com/elearning/electro/recording.html> 07/2015

^a Fonte: <http://ecg.med.br/assuntos-online/derivacoes> 07/2015

Logo mais, em 1934, Wilson e colaboradores [27] definiram mais 3 derivações unipolares (o eletrodo negativo está mais distante do coração que o positivo, e este, consegue captar potenciais absolutos): aVR (augmented vector right), aVL (augmented vector left) e aVF (augmented vector foot), que são combinação das derivações de Eithoven DI, DII e DIII, mostradas na figura 14. As derivações foram obtidas da seguinte forma:

$$DI = aVR - aVL, \tag{3.1}$$

$$DII = aVR - aVF, \tag{3.2}$$

$$DIII = aVF - aVL. \tag{3.3}$$

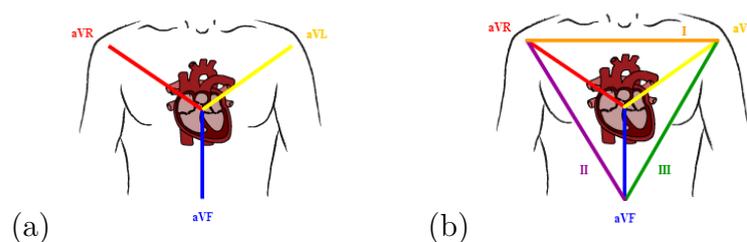


Figura 14 – Diagrama da formação de vetores para as derivações aVR, aVL e aVF⁵

^a <http://www.thinkingmedicine.com/elearning/electro/recording.html> 07/2015

As 6 derivações (DI, DII, DIII, aVR, aVL e aVF), se cruzam com precisão no plano frontal (torax), formando 6 linhas de referência, como mostra a figura 15a. A importância das variações para um estudo ou diagnóstico é que cada derivação representa a atividade elétrica de um ponto de vista diferente, mostrado em 15b, possibilitando uma visão complementar do registro.

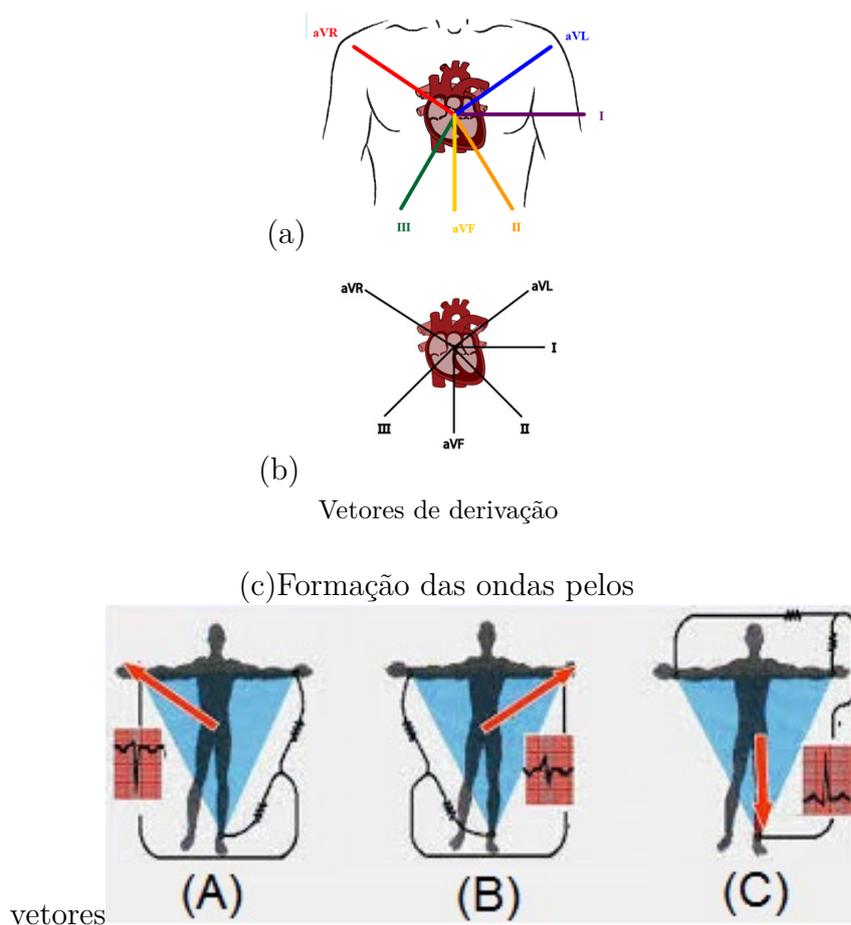


Figura 15 – Nas figuras (a) e (b), diagrama vetores para as 6 derivações. Na figura (c), a onda formada pelas derivações aVR em (A), aVL em (B) e aVF em (C)

^a <http://www.thinkingmedicine.com/elearning/electro/recording.html> 07/2015

^a <http://www.thinkingmedicine.com/elearning/electro/recording.html> 07/2015

^a <https://ennioos.wordpress.com/tag/derivacoes-precordiais/> 07/2015

4 INSTRUMENTAÇÃO

Após discutir as características do ECG utilizado em hospitais e clínicas de exames, este capítulo traz detalhes sobre a montagem do equipamento portátil proposto neste trabalho. Da transmissão de sinais e programas utilizados ao circuito proposto com suas respectivas especificações, traz subsídios para estudantes e professores de Física montarem o seu próprio equipamento de aquisição de ondas cardíacas.

4.1 Eletrodos

Os sinais elétricos do coração podem ser captados na superfície da pele desde que eletrodos estejam conectados. Esses eletrodos são desenvolvidos especialmente para a realização do ECG, mantendo a qualidade do sinal, mesmo que o exame se estenda por um longo intervalo de tempo e são facilmente comercializados.



Figura 16 – Eletrodos utilizados em ECG.¹

^a Fonte: <http://www.skintact.com>, 07/2015

De acordo com o site de vendas [28], os eletrodos são pequenos adesivos, formados por uma espuma dorsal auto-aderente, um gel de fluidos cirúrgicos e o sensor de Ag/AgCl, que garante a condutibilidade do sinal elétrico. Apesar de suportar exames de longa duração, os eletrodos são descartáveis, pois ao retirar, pode haver ruptura da espuma ou escoamento do gel, isso irá interferir no funcionamento do sensor. Podem ser encontrados nos formatos redondo, oval e retangular. Os eletrodos utilizados para os fins deste trabalho foram de custo acessível, fabricados pela empresa Skintact, de referência F-RG1/6, disponibilizado em embalagens de 50 unidades.

4.2 Conectores de entrada

Após conectar os eletrodos, ligamos de acordo com as derivações, os cabos que fazem a ligação com o circuito por meio de cabos RCA²

Arbitrariamente, para este sistema, o cabo vermelho é utilizado para o eletrodo positivo, o amarelo para o negativo e o branco para o terra. No circuito, os cabos também devem estar conectados respectivamente às entradas de sinal positiva e negativa e ao terra.



Figura 17 – Cabos utilizados para transmissão de sinais.

4.3 Elementos do circuito

O sinal enviado ao circuito amplificador deve seguir o percurso mostrado na figura 18. Como pré requisito do circuito proposto, serão apresentados os componentes e configurações cabíveis.

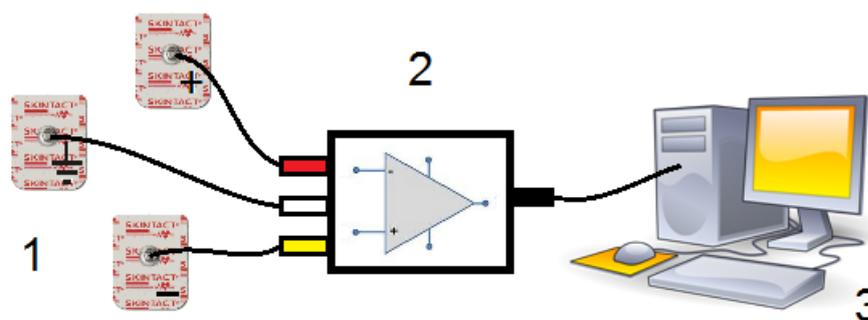


Figura 18 – Em 1 - eletrodos de captação de sinais. Em 2 - dispositivo eletrocardiográfico. Em 3 - Computador com softwares para armazenamento e tratamento de dados.

4.3.1 Amplificadores operacionais - AOP

Todas as funções biológicas (motoras, metabólicas, sensoriais) só podem ser realizadas através do envio de impulsos elétricos enviados do sistema nervoso central. São sinais

² De acordo com [29] o cabo RCA foi desenvolvido na década de 40 pela empresa Radio Corporation of America, para conexão entre um tocador de vinil e um rádio.

que se propagam por toda a extensão periférica do corpo humano. Na pele, esses sinais chegam na ordem de alguns mV e podem ser captados para análise com equipamentos biomédicos (ECG, EEG³), mas se fossem enviados diretamente ao computador de aquisição, tornaria inviável e análise dos dados por serem muito pequenos.[30]

Para solucionar este problema, são utilizados dispositivos de amplificação de sinais: os amplificadores operacionais (AOP ou Amp-OP). Os AOP são blocos funcionais de circuito integrado, usados para amplificar uma diferença de potencial de sinais muito pequenos. Por este motivo, são muito utilizados para tratamento de sinais bioelétricos. [31]

Um amplificador é um dispositivo que foi projetado para somar, amplificar, integrar ou diferenciar sinais e por essa capacidade de executar operações é chamado de Operacional. Os AOP são bastante utilizados em circuitos práticos, pois são versáteis, baratos e fáceis de serem utilizados. Um amplificador comercial tem configurações que se aproximam muito de um amplificador ideal, obedecendo as especificações. (??)

Ganho de malha aberta infinito $A \approx \infty$

Impedância de entrada infinita $R_i \approx 0$

Impedância de saída nula $R_{out} \approx 0$

Internamente, o AOP combina capacitores, resistores, diodos e transistores, se tornando um dispositivo bastante complexo. A discussão detalhada está muito além da proposta deste trabalho, portanto, não será abordada, bastando o seu funcionamento e implicações relativas ao ECG.⁴ Esta seção trará uma análise desta ferramenta e como se comportam os circuitos que o utilizam e que são relevantes para este trabalho: os inversores, diferenciais e de instrumentação.

4.3.1.1 Amplificação

O circuito amplificador é utilizado quando se deseja ampliar a magnitude de um sinal elétrico, a diferença de potencial de entrada. De acordo com a configuração montada, pode-se calcular e ajustar o ganho do circuito para obter sinais maiores, que facilitem a coleta de dados.

O AOP é representado em circuitos pelo símbolo indicado na figura 19

Os AOP possuem 2 entradas: uma inversora e uma não inversora. Isso nos diz que utilizando a entrada inversora, o sinal sairá amplificado com polaridade invertida, enquanto que o não-inversor, um sinal de mesma polaridade. De acordo com [32], como o

³ Eletroencefalograma

⁴ Para mais detalhes, veja a referência [Amplificadores Operacionais e Filtros Aditivos - Antonio Pertence Junior]

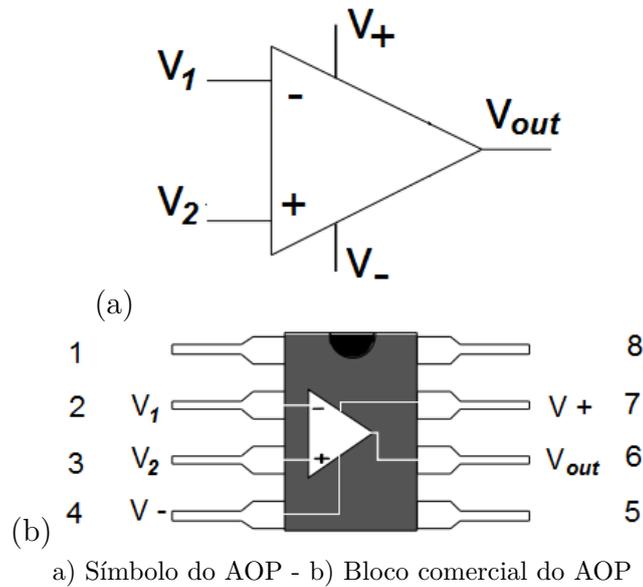


Figura 19 – Em (a), o símbolo do AOP, composto por 5 terminais: V_1 e V_2 são entradas de sinal inversora e não inversora; V_+ e V_- são as entrada de alimentação do circuito e v_{out} é a saída de sinal. Em (b), o esquema de pinagem de um AOP.⁵

^a Fonte: adaptada de <http://www.c2o.pro.br/hackaguas/apb.html>, 07/2015

AOP amplifica a diferença de potencial nas duas entradas, se temos um sinal para v_1 e outro para v_2 , então, a tensão de entrada é dada por

$$v_d = v_2 - v_1, \quad (4.1)$$

onde v_1 é a tensão entre o terminal inversor e o terra e v_2 é a tensão entre o terminal não-inversor e o terra.

A diferença de potencial $v_2 - v_1$ é multiplicada por uma constante de amplificação A , o ganho do circuito. Com isso, o sinal de saída v_{out} será

$$v_{out} = Av_d = A(v_2 - v_1), \quad (4.2)$$

$$A = \frac{v_{out}}{v_d}. \quad (4.3)$$

Mas, como o circuito está sendo alimentado por V_+ e V_- , o máximo de tensão que o circuito pode obter é V_+ , se o sinal for positivo ou V_- se for negativo.

Logo, V_{out} não deve exceder os valores máximo e mínimo de alimentação. Caso contrário o sinal será perdido com a saturação da amplitude de saída. Esse comportamento acontece da seguinte forma:

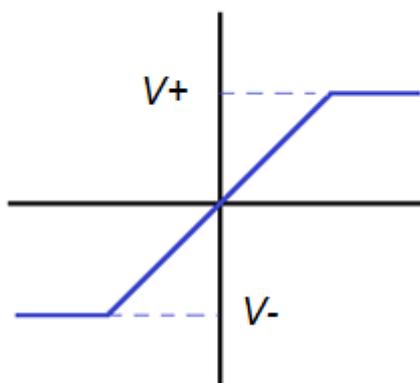


Figura 20 – Valores máximos e mínimos de sinal em relação à alimentação para um AOP real.

4.3.1.2 Circuitos Básicos com AOP

Os circuitos de AOP utilizado para amplificação ou filtros são montados a partir de conexões primárias combinadas. Entretanto, para este trabalho, serão citados apenas os relevantes. Para os tópicos referentes a amplificadores, os dados são fiéis a [31] e [32].

- O amplificador não inversor

O AOP não inversor mantém a polaridade do sinal, garante uma resposta linear e possibilita um controle de ganho a partir da escolha dos resistores. Outro fator relevante nessa configuração é a realimentação, isto porque, quando o sinal volta à entrada, a diferença de tensão é reduzida, conferindo estabilidade ao circuito. Utiliza uma das entradas para tensão e a outra, conectada ao terra.

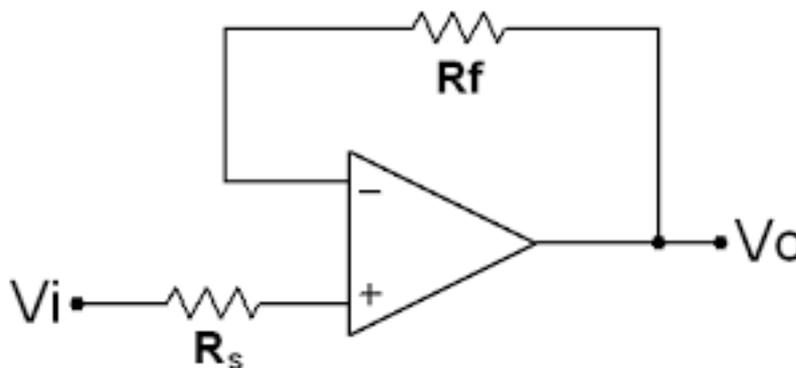


Figura 21 – Configuração de AOP não inversor

O ganho para esta configuração é dado por:

$$V_{out} \approx 1 + \frac{R_f}{R} V_{in} \quad (4.4)$$

- O amplificador diferencial

O amplificador diferencial faz uso das duas entradas de sinal, diferente do não inversor, que utiliza a entrada negativa para realimentação. Também chamado de subtrator, amplifica a diferença entre os sinais da entrada. Para o circuito utilizado, a saída dos dois amplificadores não inversores são conectadas cada uma em uma entrada, positiva e negativa, respectivamente.

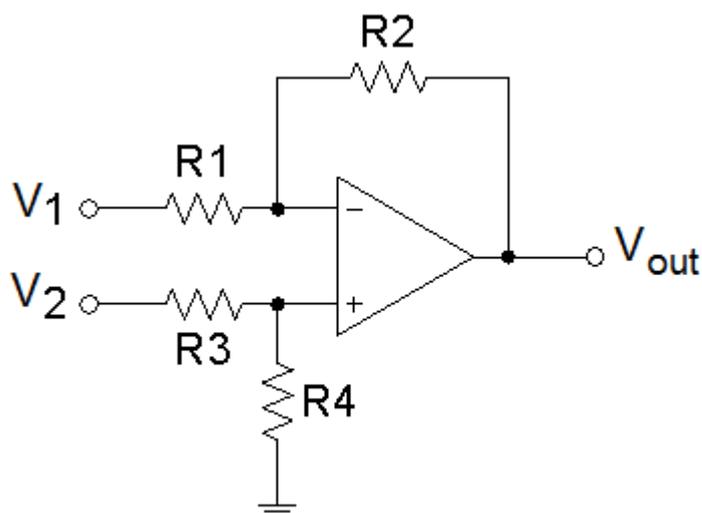


Figura 22 – Configuração de AOP diferencial

O ganho para esta configuração é dado por:

$$V_{out} \approx \frac{R_2}{R_1} (V_2 - V_1), \quad (4.5)$$

- O amplificador de instrumentação

O amplificador de instrumentação (mostrado na figura 23) é um elemento essencial em qualquer aquisição de sinais de baixa amplitude, por isso, é o mais utilizado para sinais biológicos. Este amplificador é uma combinação de dois AOP inversores e um diferencial. O AOP diferencial é um amplificador que utiliza as duas entradas para sinais já amplificados de outros dois AOP. Os circuitos de AOP são montados a partir de conexões primárias combinadas. O circuito mais utilizado na amplificação de sinais biológicos é o amplificador de instrumentação, devido ao mais elevado ganho e menor ruído inerente [33].

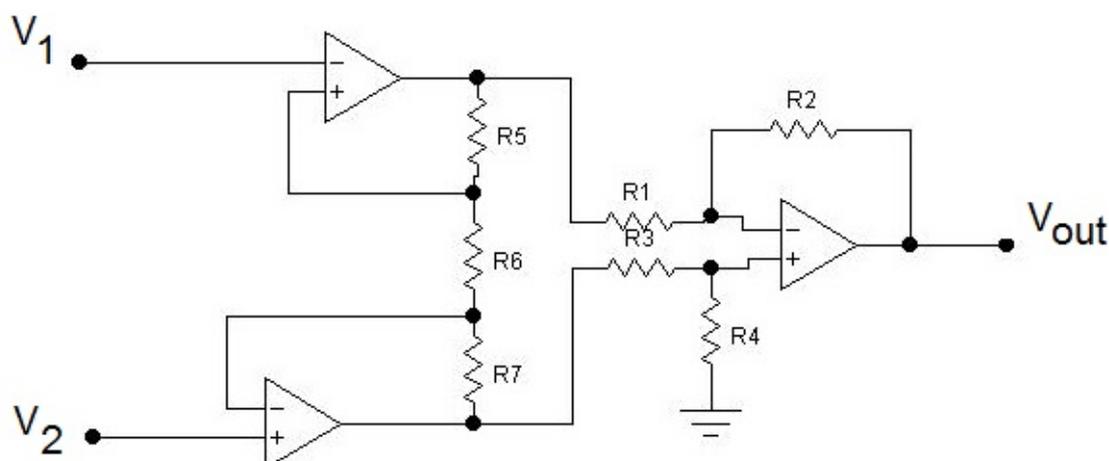


Figura 23 – Configuração de AOP de instrumentação

O ganho para esta configuração é dado por:

$$V_{out} \approx \left(1 + 2\frac{R_7}{R_6}\right)\frac{R_2}{R_1}(V_1 - V_2). \quad (4.6)$$

4.3.1.3 Filtros

O corpo humano é uma rede de transmissão elétrica, na nossa pele há terminações nervosas que permitem a percepção do deslocamento de potencial elétrico. Apesar dos eletrodos possibilitarem a visualização do sinal cardíaco, ruídos de outros sinais (instrumentais ou biológicos) acabam aparecendo. Isso é muito comum em qualquer instrumento de aquisição de dados para sinais biológicos. Durante o processamento dos sinais é muito provável essas interferências possam afetar o sinal. O filtro tem como finalidade detectar e eliminar esses ruídos que são estranhos à atividade biológica que está sendo analisada.

Para detectar os ruídos, foram utilizados os seguintes filtros ⁶:

- O filtro passa-alta

Essa configuração é geralmente utilizada para atenuar sinais, porém, acima da frequência de corte, funciona como filtro passa-alta. É uma configuração eletrônica que permite a passagem de frequências acima da frequência de corte, atenuando a passagem de frequências que estejam abaixo. No circuito, o filtro passa-alta é uma associação RC.

Matematicamente, a frequência de corte é definida por:

⁶ As informações referentes a este tópico estão de acordo com os artigos de referência [34] e [35]

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \tag{4.7}$$

onde, R é a resistência e C a capacitância

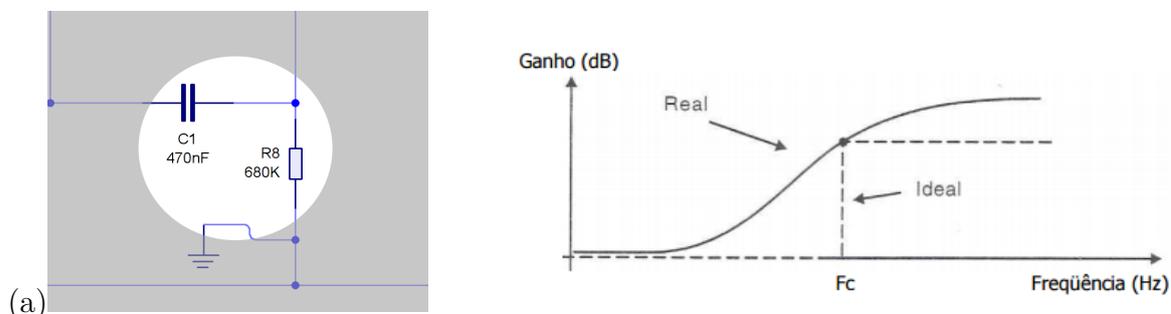


Figura 24 – (

a)Em (a) Circuito passa alta. Em (B) Grafico relativo ao ganho.

A figura 24b traz o diagrama de Bode [32] que representa o ganho e a frequência com a curva em resposta ao filtro. Em um filtro ideal, frequências abaixo da de corte seriam instantaneamente cortadas, mas no filtro real, estas frequências encontram uma barreira e tem o seu ganho reduzido. Assim, restam praticamente as frequências acima da frequência de corte.

- O filtro passa-baixa

O filtro passa-baixa funiona análogo ao passa-alta, mas nesse caso, permite a passagem somente abaixo da frequência de corte, suprimindo frequências que estejam acima. O AOP pode ser transformado em um filtro passa-baixa ao acrescentar um capacitor, reduzindo a resposta para altas frequências e a oscilação do sinal.

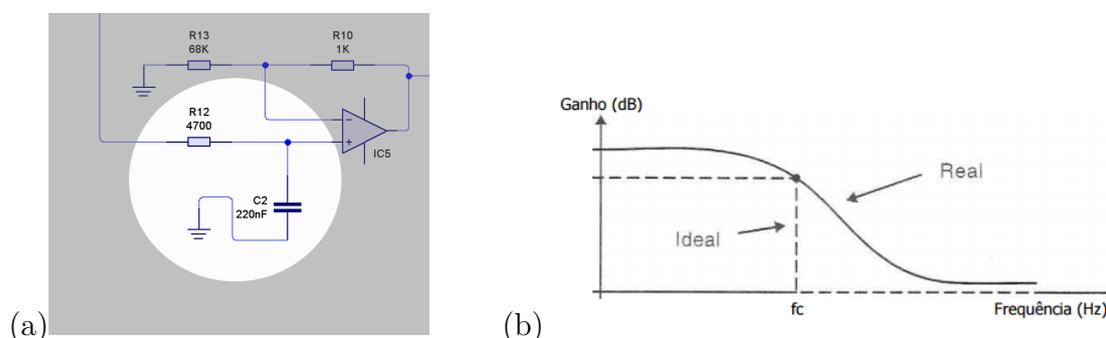


Figura 25 – Em (a) Circuito passa baixa. Em (B) Grafico relativo ao ganho.

Pode-se observar no gráfico da figura 25b o comportamento da curva em resposta do filtro. O filtro não extingue imediatamente a passagem de frequências mais altas que a de corte, mas encontrarão quanto mais altas forem, dificuldades para passar.

- O filtro Notch

Sinais de ECG estão sujeitos a ruídos de 60 Hz vindos derivados da rede elétrica, o que dificulta a análise de sinal, pois o ruído baixa a qualidade e a clareza das ondas P, QRS e T. Esse ruído, entretando, pode ser reduzido com a utilização de um filtro. O filtro Notch é útil quando há a interferência de ruídos provenientes de uma única faixa de frequência. Recusa a faixa de 60 Hz, permitindo a passagem das demais frequências.

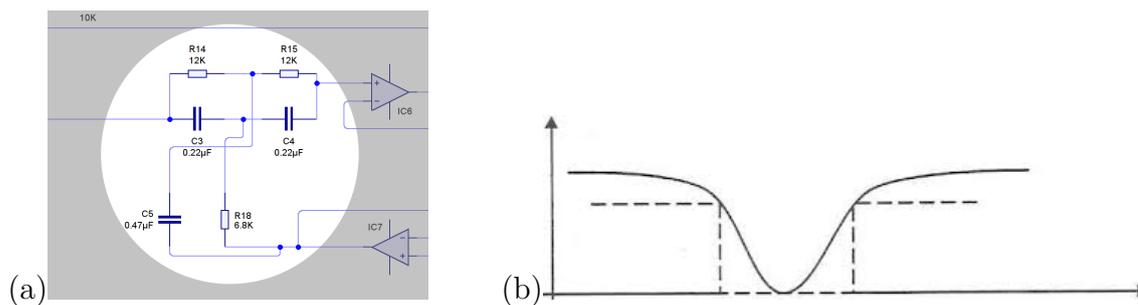


Figura 26 – Em (a) Circuito Notch. Em (B) Grafico relativo ao ganho.

A curva do gráfico de frequência, na figura 26, mostra um comportamento contínuo, exceto no pico invertido, onde se encontra a faixa de frequência recusada.

4.3.2 O circuito proposto

É apresentado na figura 4.3.2 o circuito proposto para aquisição de dados:

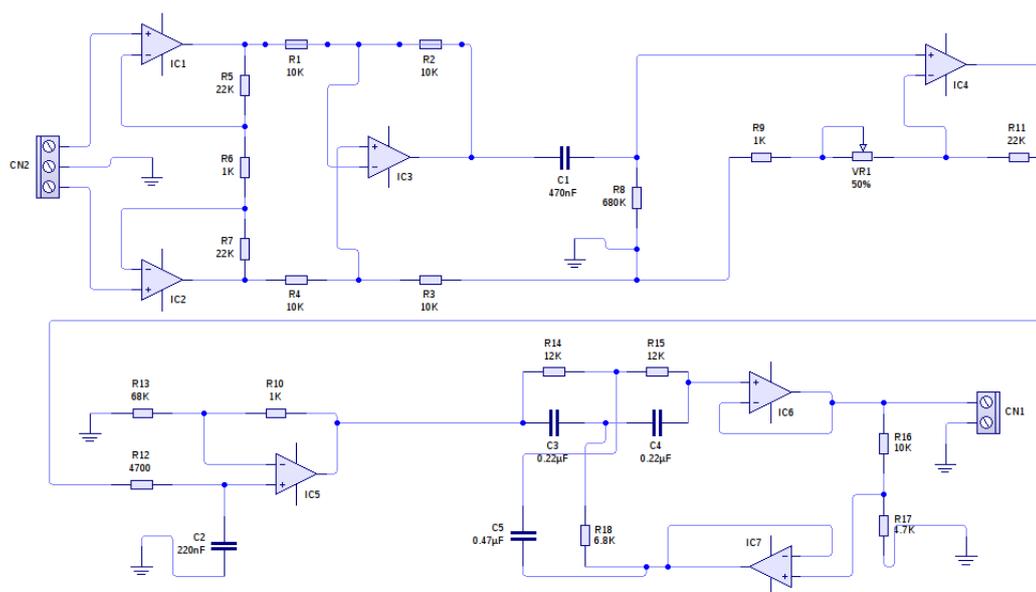


Figura 27 – Circuito proposto desenvolvido no programa Circuit Wizard V 5.0. ⁷

^a <http://www.new-wave-concepts.com/ed/circuit.html>, 07/2015

De acordo com o exposto, os sinais biológicos precisam ser amplificados, pois tem uma amplitude muito baixa, o que dificultaria a análise. Porém, havendo ruídos, estes também serão amplificados e sendo assim, qualquer instrumento para aquisição de dados biológicos deve contar com etapas de amplificação e filtragem. O leque de opções em artigos para montagem de dispositivos de medidas ECG é imenso, podem ser encontrados com facilidade, [36], [37] e [38] são exemplos. O diferencial para este circuito é a análise feita por intermédio da placa de som.

Este circuito está dividido em 5 etapas, detalhado na figura 28:

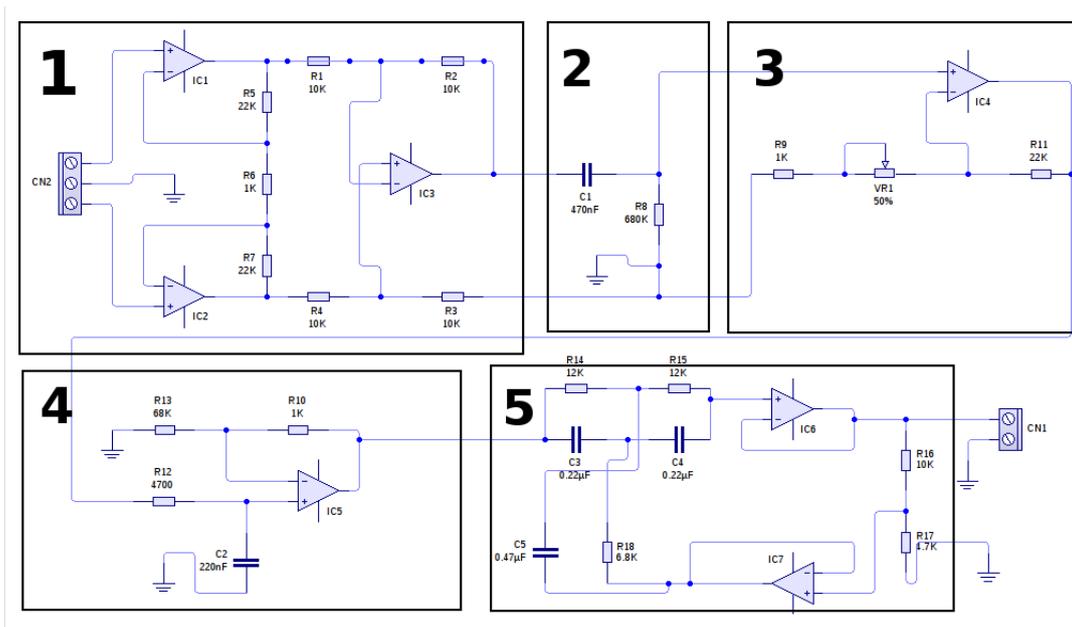


Figura 28 – Circuito em etapas.

A **etapa 1**, na figura é o Amplificador de instrumentação. Esta é a etapa responsável por amplificar o sinal captado pelos eletrodos. Este sinal, na ordem de mv, precisa ser amplificado cerca de mil vezes. O ganho deste amplificador é ajustado de acordo com os resistores conectados. Portanto, utilizando as especificações apontadas na figura 4.3.2, o ganho desta configuração de amplificadores pode ser calculado utilizando a expressão 4.6:

$$V_{out} \approx \left(1 + 2\frac{R_7}{R_6}\right)\frac{R_2}{R_1}(V_1 - V_2), \quad (4.8)$$

$$V_{out} \approx \left(1 + 2\frac{22,5K}{980}\right)\frac{9,9K}{9,8K}(V_1 - V_2), \quad (4.9)$$

$$V_{out} \approx 47(V_1 - V_2). \quad (4.10)$$

A **etapa 2** é um filtro passa alta RC. Foi colocado para filtrar ruídos de baixa frequência, um exemplo é o ruído de sinal muscular. Conhecendo as especificações e

utilizando a expressão 4.7 podemos calcular a frequência de corte. O gráfico para esta configuração está expresso na figura 29

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}, \quad (4.11)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot 470nF \cdot 680K}, \quad (4.12)$$

$$f_c = 0,5Hz \quad (4.13)$$

A **etapa 3** é um amplificador não inversor. Após ser amplificado e filtrado para frequências baixas, o sinal é novamente amplificado com ganho 20, calculado a partir da expressão 4.14.

$$V_{out} \approx 1 + \frac{20k}{1k} V_1 V_{out} \approx 20 \quad (4.14)$$

A **etapa 4** é um filtro passa baixa com frequência de corte de 150 Hz , após reamplificado, sinal deve ser filtrado novamente agora para remover ruídos de altas frequências. Assim, ruídos de baixa e alta frequência são eliminados, tornando mais limpo e uniforme o sinal, já que as oscilações indesejáveis foram removidas. O gráfico para esta configuração está expresso nas figuras 29a e 29b

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}, \quad (4.15)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot 220nF \cdot 4,7K}, f_c \approx 150Hz \quad (4.16)$$

A **etapa 5** é o filtro Notch. A rede elétrica causa grandes ruídos que são filtrados por meio do filtro notch de frequência 60Hz. O gráfico para esta configuração está expresso na figura 29

Portanto, a figura para placa de circuito impresso 30a e a placa montada 30 b são apresentados da seguinte forma:

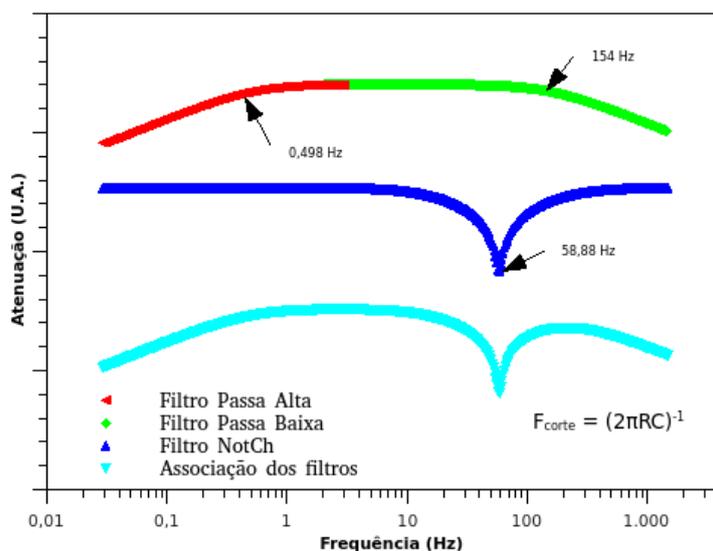
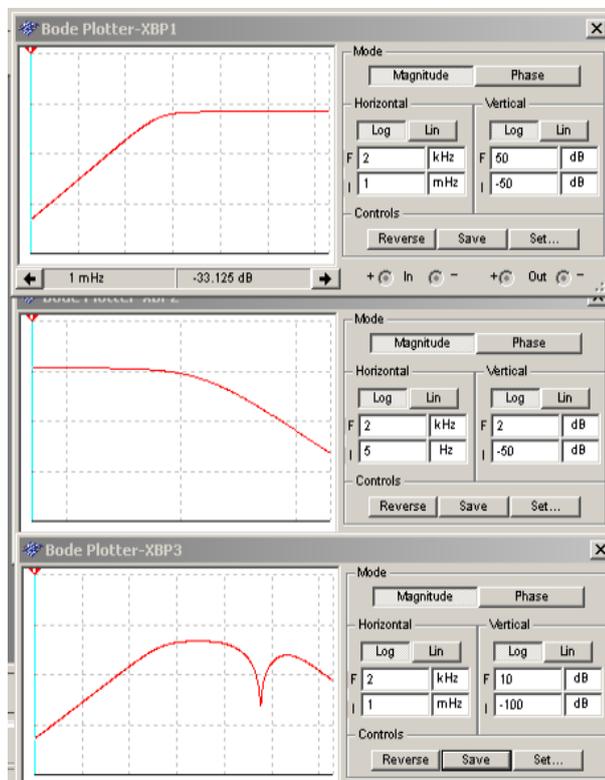
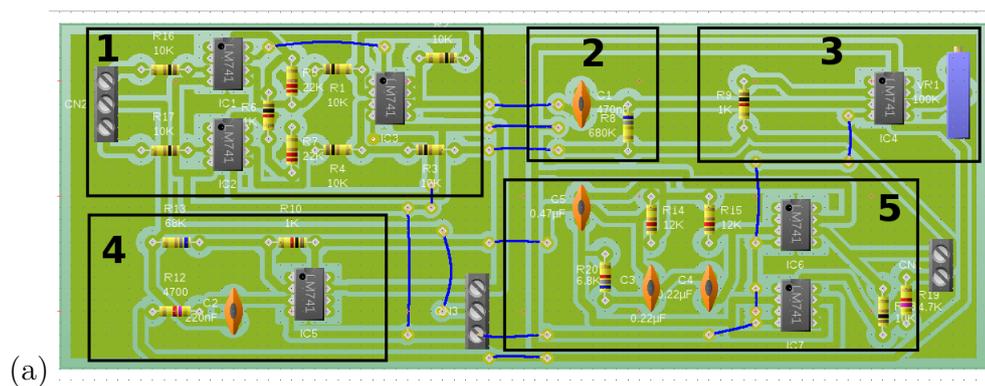
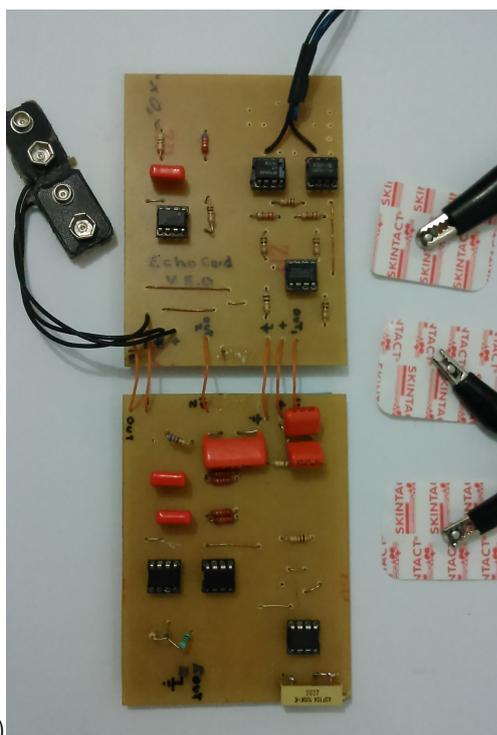


Figura 29 – Em (a) Gráfico para cada filtro. Em (B) Gráfico para os três filtros juntos.



(a)



(b)

a) Placa de circuito impresso - b) Placa de circuito montada

Figura 30 – Placas de montagem do circuito

4.4 Conector de saída



Figura 31 – Cabo de som para transmissão de audio para o computador.

Na saída de sinal foi acoplado um cabo P2 - P2⁸, assim é possível enviar o sinal na forma de áudio para qualquer computador ou smarthphone. Por ser uma saída de som, onde há percepção de graves e agudos, os picos de onda são emitidos com fidelidade. Uma das entradas P2 deve estar conectada à saída de sinal do circuito, mostrado em 31 e a outra, na entrada de microfone do computador, para que este receba a informação de uma onda sonora.

4.5 Aquisição e processamento de dados

A saída do sinal do ECG está conectado ao computador por um cabo de áudio, então para que o computador capte e trabalhe esta onda, é preciso dispor de um software editor de áudio. Aqui, foi utilizado o Audacity[®], disponibilizado na plataforma Linux[®].

Com o equipamento ligado e devidamente conectado, é possível gravar a onda e selecionar uma fração para análise posterior, nas figuras 32 e 33, respectivamente. Para garantir uma melhor qualidade, foram realizadas medidas de 2 minutos e escolhidos intervalos de 10 segundos para análise. Isto porque o sistema pode levar alguns segundos para estabilizar o sinal.

Em seguida, os dados são tratados no qtiPlot[®], como mostra a figura 34. Os dados são exportados em arquivo no formato de áudio. Ao abrir a imagem do gráfico, após normalizá-lo, seleciona-se um intervalo de onda para análise.

⁸ Este modelo de cabo é o ideal para conectar uma saída/entrada de audio direto à saída/entrada de um PC com aplicativos de audio, Cd player ou afins.

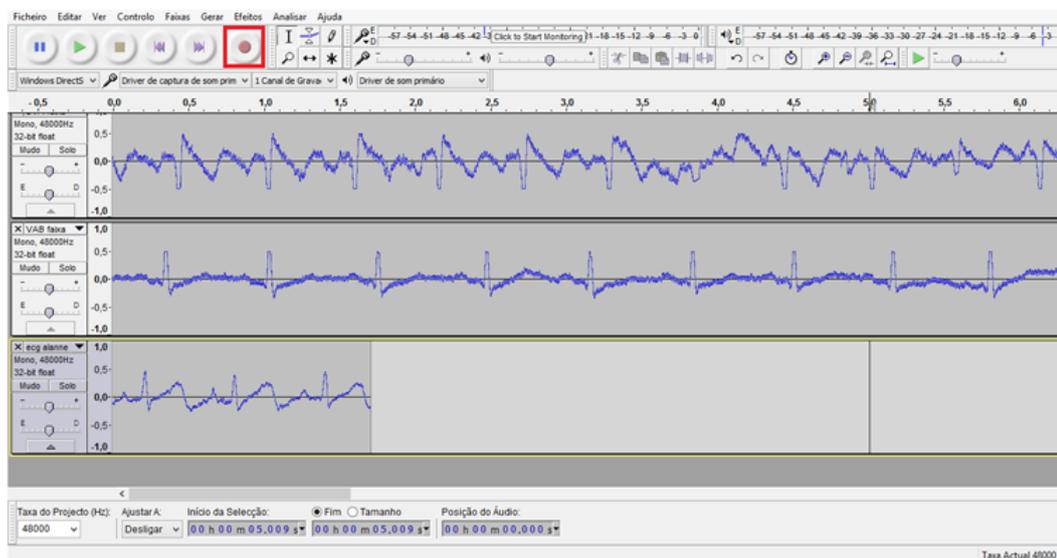


Figura 32 – Figura 32: Programa Audacity em uso.

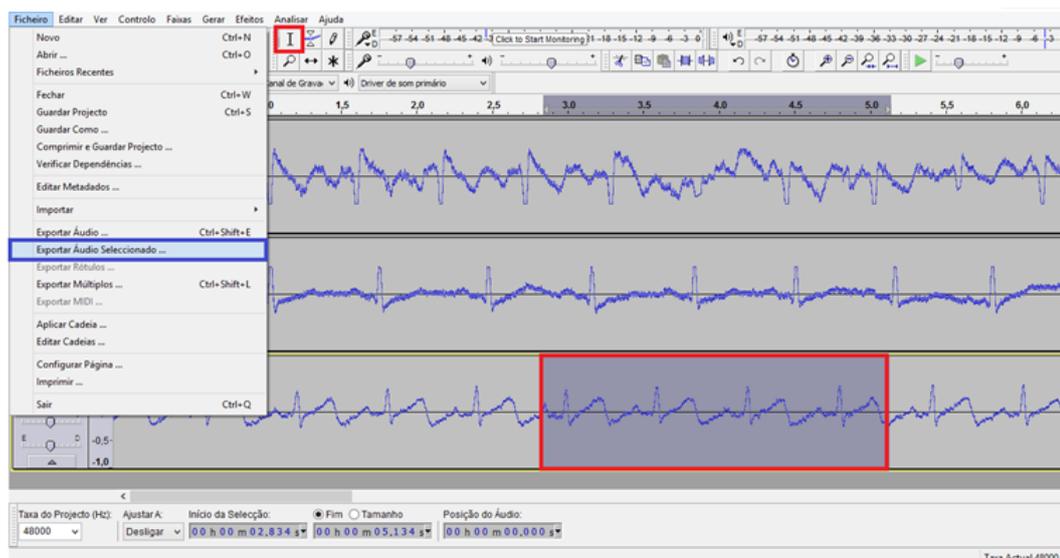


Figura 33 – Figura 33: Programa Audacity em uso

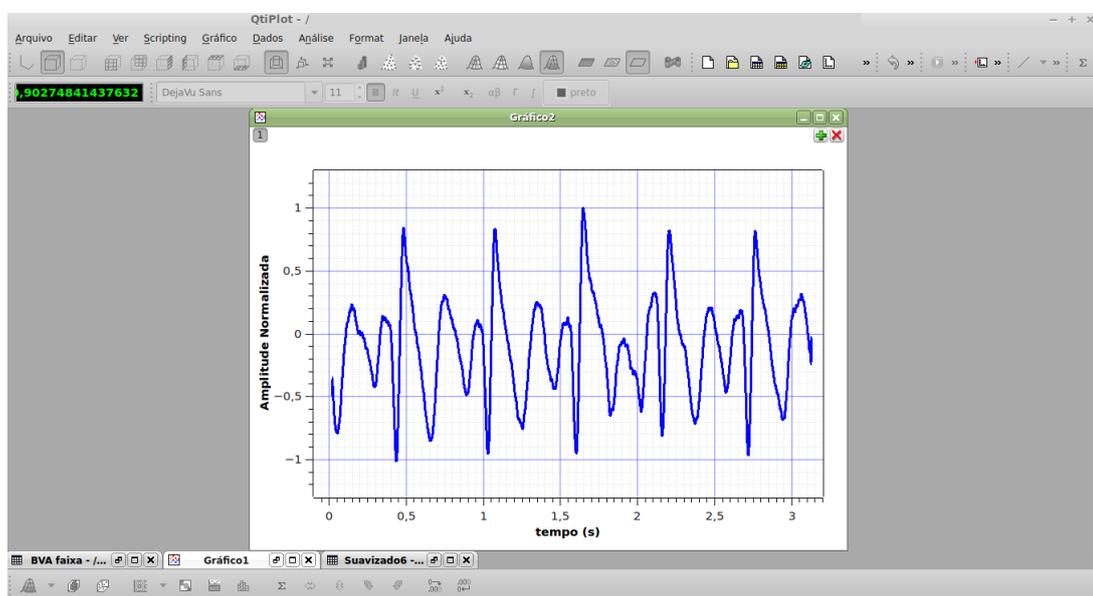


Figura 34 – Figura 34: Programa Qtplot em uso.

5 RESULTADOS

Neste Capítulo é apresentado o resultado preliminar da calibração do equipamento para o valor da amplitude de saída e os resultados para medidas do ECG. Realizamos medidas em 5 pessoas que vamos chamar de voluntários, em vez de pacientes, pois o intuito não é diagnosticar, e sim provar a eficácia do dispositivo montado.

Estamos protegendo a identidade dos voluntários por questões éticas. Mas informações relevantes para a análise serão divulgadas.¹

São eles:

- Voluntário 1: Criança do sexo masculino, saudável, 2 anos,
- Voluntário 2: Adulto do sexo feminino, saudável, 24 anos,
- Voluntário 3: Adulto do sexo feminino, saudável, 33 anos,
- Voluntário 4: Adulto do sexo masculino, saudável, 37 anos,
- Voluntário 5: Idoso do sexo feminino, cardíaca, 85 anos.

5.1 Procedimento de medida

Antes de iniciar a aquisição de dados, é necessário higienizar com álcool a região onde serão conectados os eletrodos e estar em total repouso de modo que os pontos de eletrodos não se toquem, pois este ECG é bastante sensível a variações e alguma movimentação pode alterar seus resultados.

5.2 Resultados

Os testes foram realizados primeiramente em um voluntário adulto do sexo masculino, com o auxílio de um osciloscópio², enviando o sinal diretamente, sem fazer ainda a conversão para sinal de áudio. Obtivemos, em primeira instância, o resultado experimental que mostra a figura 35.

Para estas medidas e as posteriores, utilizamos configurações simples. Sabemos que o ECG usual traz 12 derivações, isto porque precisa fornecer o maior número de informações possível para o médico cardiologista que irá analisar. Vale aqui salientar que

¹ Todos os testes foram realizados com o consentimento da pessoa ou responsável e todos permitiram, por meio de um documento a divulgação dos dados aqui expostos.

² Osciloscópio da marca Tektronix modelo TBS1062 60 MHz.

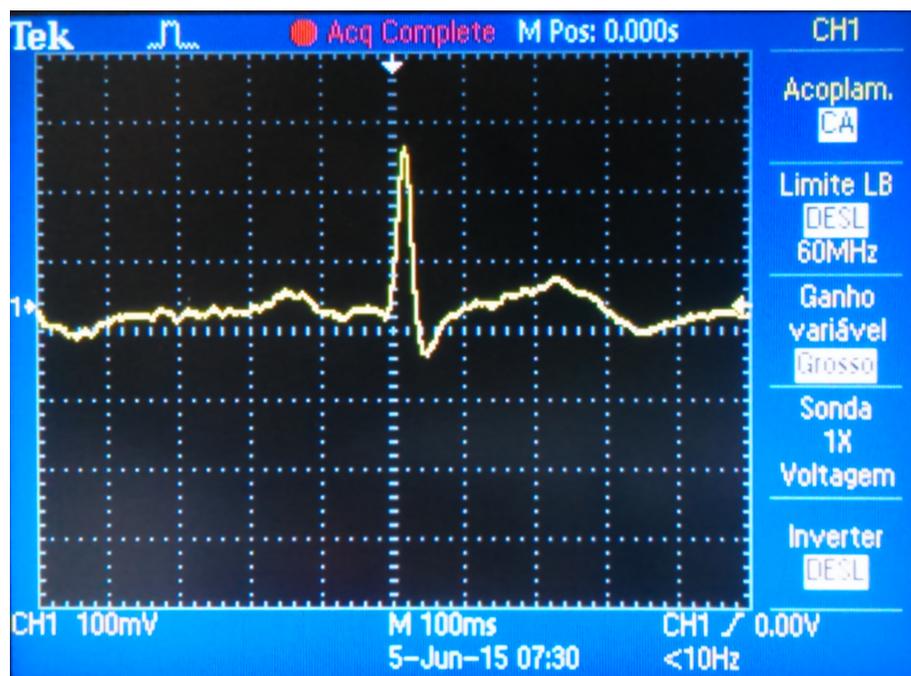


Figura 35 – Onda preliminar do eletrocardiograma vista no osciloscópio. O valor da diferença de potencial está em 300mV, compatível com a estrada da placa de som do computador.

não é competência deste trabalho realizar diagnósticos, pois, em termos de medicina, dispomos apenas informações básicas sobre o funcionamento do coração. Análise estará contida ao intervalo de propagação das ondas P, QRS e T e às derivações aVR, aVL e aVF.

O ECG encontrado em hospitais e clínicas, impresso para análise precisa ter o menor ruído possível, pois é um equipamento que vai tratar de exames precisos, que não admitem erros. Por esse motivo, é confeccionado por especialistas, com testes prévios, materiais de primeira linha e um padrão de qualidade. Este que está sendo apresentado, foi montado buscando a melhor qualidade possível para um dispositivo de baixo custo para observação do padrão da onda e de seus valores característicos em um programa de visualização do espectro de frequências de áudio. Entende-se que o operador não é um especialista em cardiologia e sim um usuário comum interessado no assunto. Portanto, somente a visualização do padrão é satisfatório.

5.2.1 Os resultados do ECG de repouso

Para dar início à discussão dos resultados, serão apresentados os parâmetros de comparação de onda mostrados na figura 5.2.1 a, buscando a máxima semelhança com o ECG normal indicado na figura 5.2.1 b.

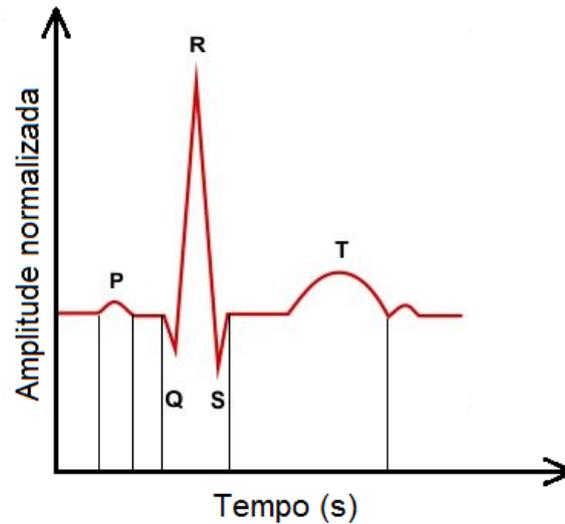


Figura 36 – detalhes sobre a composição da onda.³

^a GUIMARÃES [21]

Vamos comparar os intervalos P, PR, QRS e QT de acordo com a tabela na figura 1 e por um questão apenas de organização, seguiremos a ordem etária dos participantes.

Onde,

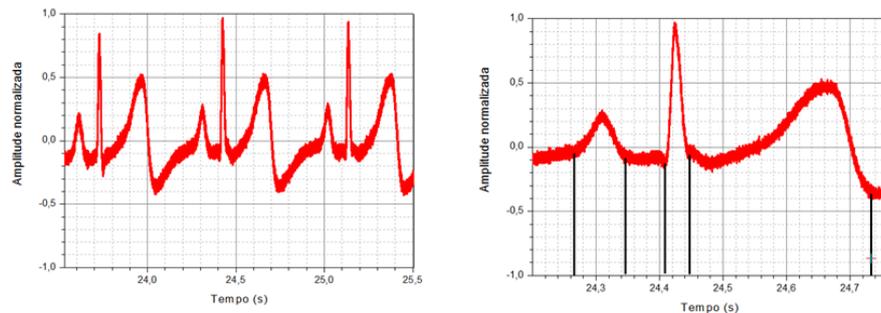
- P é o intervalo tempo gasto pela onda P,
- PR é o intervalo entre o início da onda P e o início do complexo QRS,
- QRS é o intervalo de tempo gasto pelo complexo QRS,
- QT é o intervalo entre o início do complexo QRS e o final da onda T,
- T1 é o instante de tempo inicial do intervalo analisado,
- T2 é o instante de tempo final do intervalo analisado.

Tabela 1 – Valores para referência

Intervalo	Tempo para crianças (s)	Tempo para adultos (s)
P	0,06s a 0,09s	0,08s a 0,11s
PR	0,09s a 0,20s	0,12s a 0,20s
QRS	0,07s	0,05s a 0,11s - com média de 0,07s
QT	0,30s a 0,46s	0,30s a 0,46s

Voluntário 1:

Encontrava-se dormindo ao realizar o teste.



a) intervalos de onda para o voluntário 1 - b) separação dos intervalos para uma única onda.

Figura 37 – Onda obtida a partir dos dados do voluntário 1.

Dados:

Tabela 2 – Dados para o voluntário 1

Intervalo	T1(s)	T2(s)
P	77,61s	77,70s
PR	77,61s	77,76s
QRS	77,76s	77,80s
QT	77,76s	78,09s

Resultados:

Temos, portanto, para o voluntário 1, que a onda está próxima à morfologia esperada, como mostra a tabela 1 a, contendo claramente a onda P, o complexo QRS e a onda T, mostrado em 1 b. Também está de acordo com os intervalos de onda esperados para crianças em repouso, de acordo com a tabela 3.

Tabela 3 – Resultados comparativos do voluntário 1

Intervalo	Tempo para crianças (s)	Resultados (s)
P	0,06s a 0,09s	0,08s
PR	0,09s a 0,20s	0,15s
QRS	<0,07s	0,04s
QT	0,30s a 0,46s	0,33s

5.2.2 O resultado do ECG para as derivações aVR, aVF e aVL

Voluntário 2:

Sabemos que as derivações mostram a onda cardíaca de diferentes pontos de vista. Queremos com este tópico mostrar a eficiência do ECG para várias derivações. Como estamos trabalhando com dois eletrodos e um terra, vamos apenas mostrar as derivações para aVF, aVR e aVL, deixando como indício a possibilidade de posteriormente, utilizar as demais derivações existentes.

- A derivação aVF:

Esta onda tem a característica tradicional e mais conhecida da onda de ECG. Picos com polaridade positiva e fácil identificação das ondas que compõem o ECG. Segue na figura 39 a um breve intervalo de onda nesta configuração e e nas figuras 39a e 39b a comparação de uma única onda com a do ECG usual.

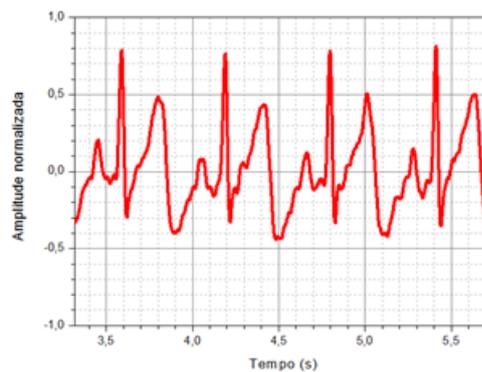


Figura 38 – Onda do ecg na derivação aVF para o voluntário 2

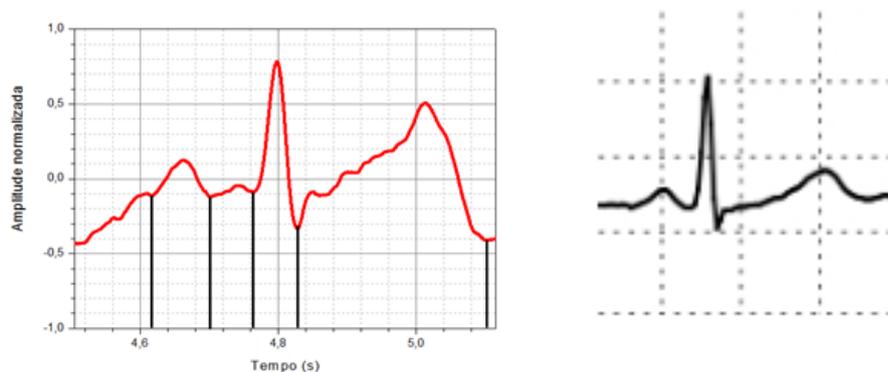


Figura 39 – Em (a), a onda aVF obtida. Em (b), a onda aVF esperada.

Dados:

Tabela 4 – Dados para o voluntário 2 na derivação aVF

Intervalo	T1(s)	T2(s)
P	4,61s	4,70s
PR	4,61s	4,76s
QRS	4,76s	4,82s
QT	4,76s	5,10s

Resultados:

Tabela 5 – Resultados comparativos do voluntário 2 na derivação aVF

Intervalo	Tempo para adultos (s)	Resultados (s)
P	0,08s a 0,11s	0,08s
PR	0,12s a 0,20s	0,14s
QRS	0,05s a 0,11, com média de 0,07	0,06s
QT	0,30s a 0,46s	0,34s

- A derivação aVR:

A configuração de eletrodos aVR comporta-se como a aVF, mas com polaridade negativa, também tem ondas facilmente identificáveis, mas tem o formato invertido. A figura 40 mostra uma sequência de ondas e logo abaixo, as figuras 41a e 41b mostram a onda usual e a onda captada, respectivamente.

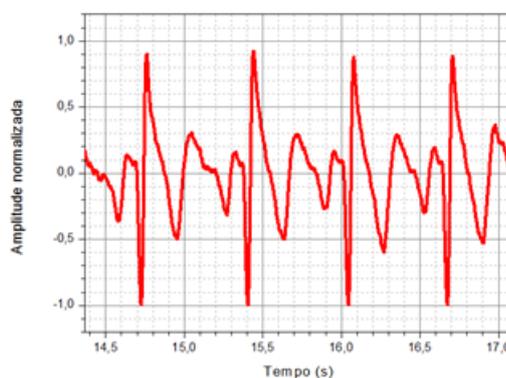


Figura 40 – Onda do ecg na derivação aVR para o voluntário 2

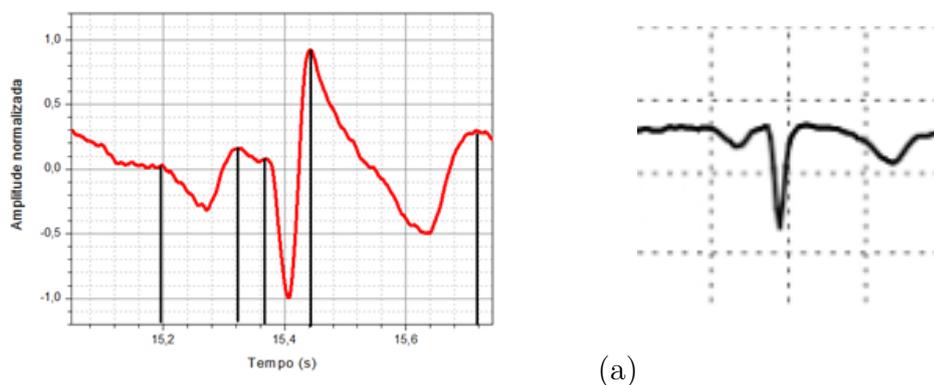


Figura 41 – Em (a), a onda aVR obtida. Em (b), a onda aVR esperada.

Dados:

Tabela 6 – Dados para o voluntário 2 na derivação aVR

Intervalo	T1(s)	T2(s)
P	15,19s	15,31s
PR	15,19s	15,37s
QRS	15,37s	15,44s
QT	15,37s	15,71s

Resultados:

Tabela 7 – Resultados comparativos do voluntário 2 na derivação aVR

Intervalo	Tempo para adultos (s)	Resultados (s)
P	0,08s a 0,11s	0,12s
PR	0,12s a 0,20s	0,17s
QRS	0,05s a 0,11, com média de 0,07	0,06s
QT	0,30s a 0,46s	0,34s

Temos para a análise dessa onda um resultado para a onda P fora do intervalo aceitável. De acordo com Reis e Guimarães(??), intervalos acima de 0,11s para a onda P são considerados patológicos. Alguns autores, como Friedmann (??) já consideram patológico acima de 0,10s. Porém, este ECG é ainda uma experimentação, é possível que um ruído tenha dado a diferença de tempo, ou até mesmo a onda tomada para análise, pois apenas uma movimentação na hora da aquisição de dados é suficiente para alterar o formato de onda.

- A derivação aVL

Esta configuração é, das 3 a mais difícil de identificar os intervalos, inclusive no ECG hospitalar. Provavelmente alguém de uma área específica consiga tratar com mais objetividade e precisão, mas para este trabalho, vamos apenas mostrar nas figura 42 a e 43 que sua morfologia está de acordo com aquilo que esperamos.

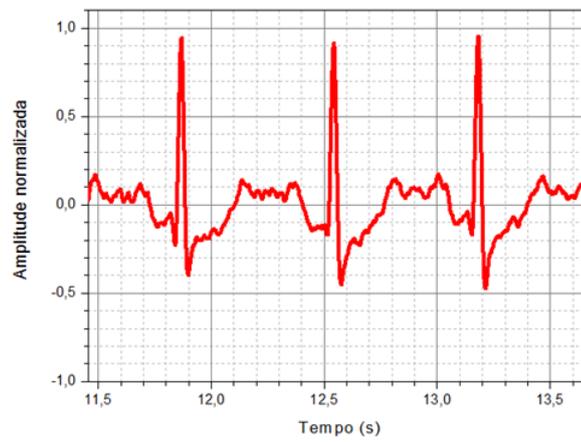


Figura 42 – Onda do ECG na derivação AVL para o voluntário 2

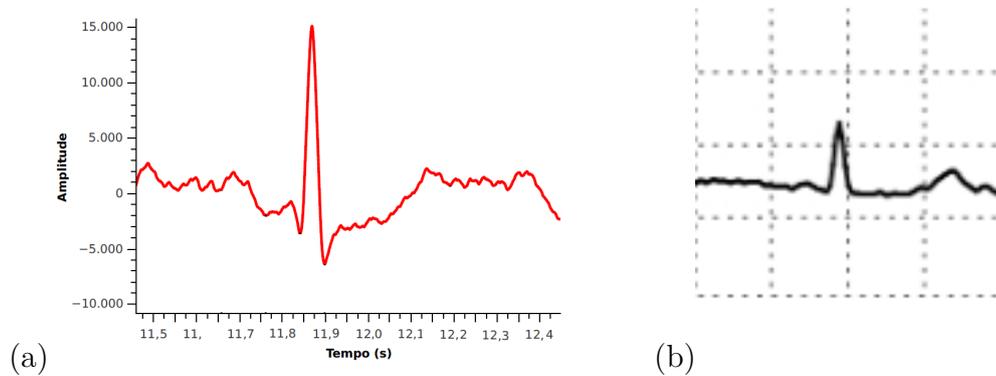
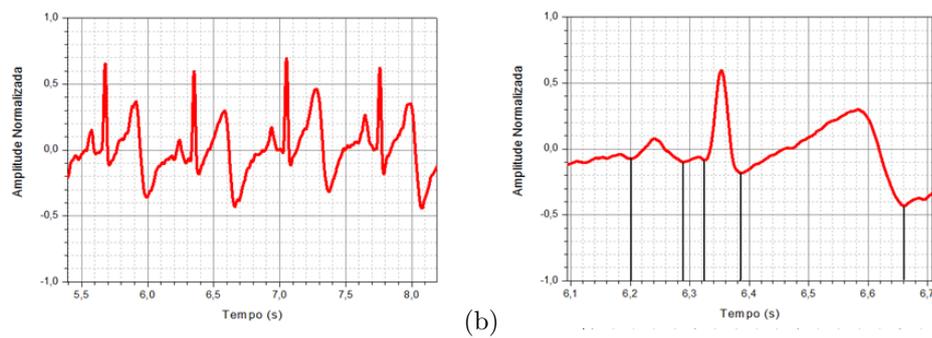


Figura 43 – Em (a), a onda aVL obtida. Em (b), a onda aVL esperada.

Voluntário 3:



a) intervalos de onda para o voluntário 3 - b) separação dos intervalos para uma única onda.

Figura 44 – Onda obtida a partir dos dados do voluntário 3.

Dados:

Tabela 8 – Dados para o voluntário 3

Intervalo	T1(s)	T2(s)
P	0,69s	0,77s
PR	0,69s	0,82s
QRS	0,82s	0,88s
QT	0,82s	1,15s

Resultados:

Tabela 9 – Resultados comparativos do voluntário 3

Intervalo	Tempo para adultos (s)	Resultados (s)
P	0,08s a 0,11s	0,09s
PR	0,12s a 0,20s	0,13s
QRS	0,05s a 0,11, com média de 0,07	0,07s
QT	0,30s a 0,46s	0,34s

A onda do voluntário 3 possui um ruído considerável, visto da figura 44 (a) mas é possível observar 3 picos predominantes, onde foram demarcados as ondas P, PRS e T e a partir daí, os intervalos, na figura 44 (b). É notório que, apesar do ruído, a onda está em boas condições, pois se enquadra em todos os intervalos de onda descritos, como mostra a tabela 9.

Voluntário 4:

O voluntário 4 possui uma saúde cardíaca prejudicada por aterosclerose (acúmulo de gordura nas artérias). É de se esperar que se a passagem de sangue está interrompida, haverá um alongamento na onda do complexo QRS, pois o estímulo para bombeamento de sangue será maior, e portanto, irá gerar vetores de despolarização maiores e de maior duração.

Entretanto, não temos condições de analisar esta onda de acordo com os intervalos de tempo citados anteriormente, queremos apenas mostrar que o ECG confeccionado é capaz de identificar patologias e apesar e não termos subsídios para discutir um problema cardíaco, é evidente a mudança de onda, como mostra a figura 45.

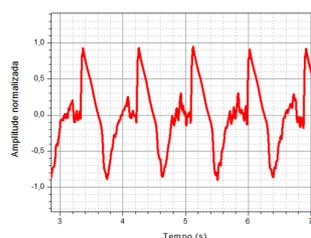


Figura 45 – Intervalos de onda para o voluntário 4.

6 CONCLUSÃO E PERSPECTIVAS

O ECG é um dos exames mais utilizados na prática médica, de fácil acesso e execução. A montagem de um ECG oferece um leque de possibilidades e aplicações que podem ser exploradas, na área de ensino de física, da medicina, da engenharia biomédica, da educação física entre outras inúmeras.

Neste trabalho, como primeira instrumentação, propomos a transmissão de sinal por áudio, onde é captado pelo computador através da placa de som é notório na figura 47 que foi possível transformar a onda do ECG em um arquivo de áudio para edição. Além da montagem como instrumento de ensino, utilizar a entrada de som para envio de sinais é, principalmente, uma inovação.

Montamos um ECG portátil, de fácil execução que trouxe resultados muito satisfatórios, estando enquadrados nos parâmetros de comparação para diferentes voluntários de diferentes faixas etárias e condições fisiológicas ou derivações. A figura 47 a seguir mostra que é totalmente possível fazer a observação do sinal de ECG de forma caseira e porque não portátil.

Podemos concluir que este trabalho é bastante rico em termos de conteúdo, de experimentação e de possibilidades. Inicialmente, a proposta do trabalho era propor um dispositivo com telemetria, com frequências livres na faixa de radio difusão em FM (frequência modulada). No entanto ainda estamos aprimorando o dispositivo.

Uma vez provado que é possível tratar a onda cardíaca com formato de áudio, temos como perspectiva o sistema de telemetria via fm. Já está acoplado na caixa do nosso circuito um transmissor, mostrado na figura 46 com ajuste de frequência. Os testes preliminares já foram realizados e serão uma grande contribuição para medidas de ECG portátil de baixo custo, porém com boa definição o sinal.

O sistema de telemetria via fm abre novas possibilidades para os profissionais do ensino de física e de medicina, com aplicações em medidas de biopotenciais elétricos do corpo. Com o sinal via rádio vários cardiologistas podem monitorar o mesmo paciente estando em salas distintas, isso é de grande comodidade para o paciente. A recíproca também é válida, um mesmo médico pode ter acesso a vários pacientes alternando a frequência para cada um. É uma perspectiva de trabalho que promete ser de grande utilidade.

Encerramos, portanto, satisfeitos com o trabalho realizado, apesar de termos utilizado filtros, o nível de ruído ainda está alto e isso prejudicou na separação das ondas, pois impossibilitou uma análise mais rigorosa dos formatos e amplitude de cada onda.



Figura 46 – Transmissor de fm.

Porém, tivemos resultados muito relevantes nos quesitos intervalo de onda e morfologia das derivações aVF, aVR e aVL.

Sabendo que, para um primeiro equipamento de ecg, os resultados superaram as nossas expectativas e abriram caminho para um possível aprofundamento no tema e melhoria tanto em filtragem, quanto em transmissão. A proposta do trabalho foi cumprida além do esperado e trouxe uma contribuição relevante como proposta para projetos no ensino das ciências.

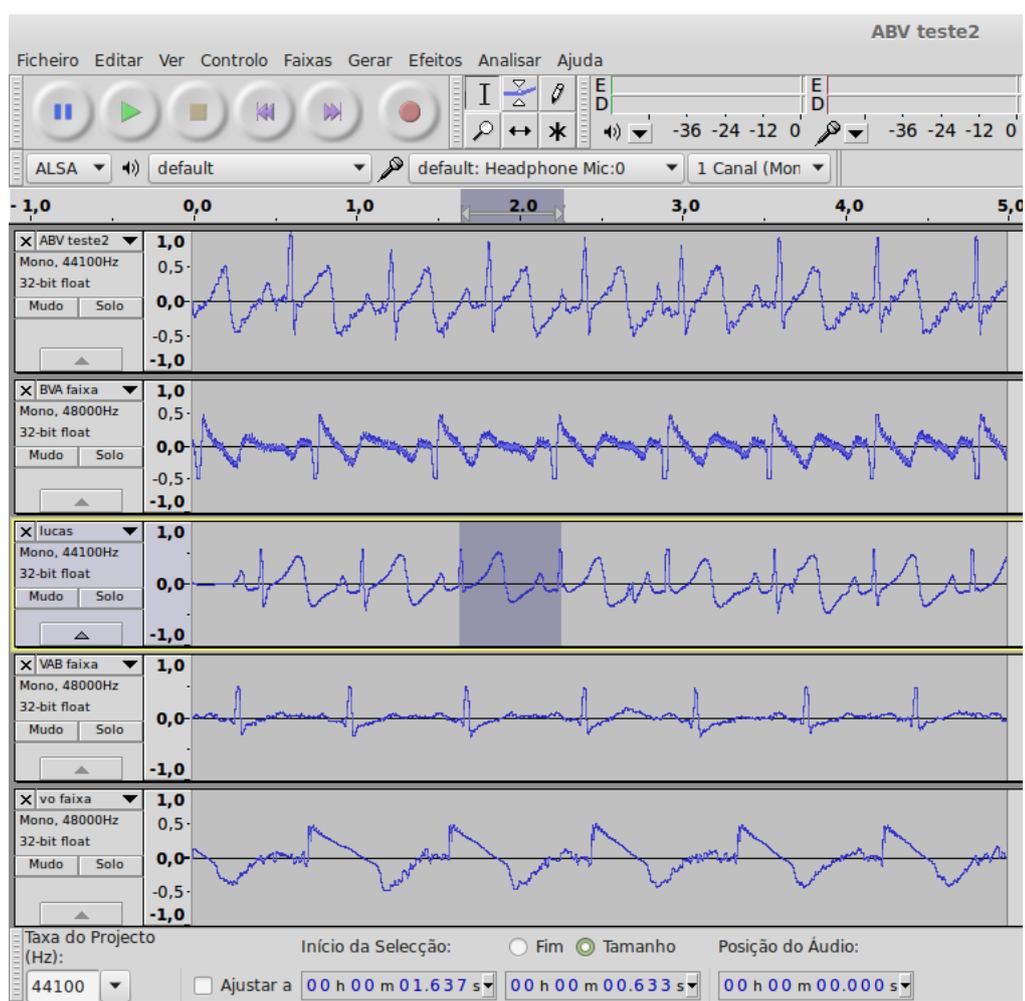


Figura 47 – Espectro da onda no programa de áudio.

REFERÊNCIAS

1.
Einthoven, W. **Le tlecardiogramme**. Arch Int Physiol. 1906;4:132.
2.
MACIEL, R. **Willem Einthoven de um começo árduo ao prêmio Nobel**. 2007
3.
Einthoven, W. **Un nouveau galvanometre**. Arch Neerl Sci Ex Nat. 1901.
4.
MARTINCOSKI, D. H. **Sistema para telemetria de eletrocardiograma utilizando bluetooth**, Florianópolis, julho de 2003. Dissertação (Mestrado em engenharia elétrica) - Universidade Federal de Santa Catarina, 2003.
5.
BEDINI, R.; BELARDINELLI, A.; PALAGI, G.; VARANINI, M.; RIPOLI, A.; BERTI, S.; CARPEGGIANI, C.; PAONE, F.; CECCARELLI, R.; **ECG - telemetric evaluation in Formula One drivers**. Vienna, 1995
6.
SATAVA, R.; ANGOOD, P. B.; HARNETT, B.; MACEDONIA, C.; MERRELL, R.; **The physiologic cipher at altitude: Telemedicine and real-time monitoring of climbers on Mount Everest**. Larchmont, 2000
7.
UTSUYAMA, N.; YAMAGUCHI, H.; OBARA, S.; TANAKA, H.; FUKUTA, S.; **Telemetry of human electrocardiograms in aerial and aquatic environments**. EUA, 1988
8.
FAZENDA, I. C. A. (Docente): **A teoria fecunda e a prática difícil da interdisciplinaridade**; ABC Educativo; 2002
9.
MOREIRA, M. A. **Interdisciplinaridade: As disciplinas e a interdisciplinaridade brasileira**, do site <http://www.planetaeducacao.com.br/>, 2014

10.
FAZENDA, I. C. A. **Interdisciplinaridade: qual o sentido?** São Paulo: Paulus, 2003.
11.
GARCIA, E. A. C. **Biofísica**, Savier, 2^a ed. 2015
12.
CICARDO, V. H. **Física Biológica**, Buenos Aires: Ed. Libreros, 1955
13.
HENRY GRAY, F. R. S. **Tratado de anatomia Humana**, Rio de Janeiro: Ed. Guanabara, 1946
14.
Guyton & Hall - **Tratado de Fisiologia Médica** - 12^a Ed. 2011
15.
HEIENE, I. F. **Biofísica Básica**, São Paulo: Ed. Atheneu, 2006.
16.
LACCHINI, S.; IRIGOYEN, M. C. **Estrutura e Função do Sistema Cardiovascular**. AIRES, M. M. Fisiologia, Rio de Janeiro: Ed. Guanabara Koogan, S.A., 1999.
17.
DELIZOICOV, N. C.; ERN, E. **A Analogia “coração-bomba” no contexto da disseminação do conhecimento**. ATAS DO IV ENCONTRO NACIONAL DE PESQUISA EM EDUCAÇÃO EM CIÊNCIAS, Bauru - SP. 2002.
18.
HARVEY, W. **Modern cardiology**, Editorial, Br Heart J. 1978
19.
Mosca, Gene; TIPLER, P. A. **Física para Cientistas e Engenheiros** - Vol. 1 - Mecânica, Oscilações e Ondas, Termodinâmica. Ed. Geno,
20.
NUSSENZVEIG, Hersh Moyses, **Curso de Física Básica** - Fluidos, Oscilações e Ondas de Calor - Vol. 2 - 5^a Ed. 2014
- 21.

GUIMARÃES, J. I. **Diretriz de Interpretação de Eletrocardiograma de Repouso**. Arquivos Brasileiros de Cardiologia. São Paulo, SP, 2003

22.

WILLIAN, V. C. M. **Sistema de análise para eletrocardiograma**. Monografia (Trabalho de conclusão de curso) de engenharia da computação, 2012 Centro universitário de Brasília - UniCEUB

23.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA. **Diretrizes de Interpretação de Eletrocardiograma de Repouso**. Arquivo Brasileiro de Cardiologia volume 80, suplemento II. 2003

24.

MERVIN J. GOLDMAN, M.D. **Princípios de Eletrocardiografia Clínica**. 8^ª ed. Editora Guanabara Koogan S.A. Rio de Janeiro RJ. 1976.

25.

REIS, H. J. L; GUIMARÃES, H. P; ZAZULA, A. D; VASQUE, R. G; LOPES, R. D; **ECG - Manual Prático do eletrocardiograma**, Rio de Janeiro, São Paulo, Belo horizonte, Ed. Atheneu, 2013

26.

FRIEDMANN, A. A; GRINDLER, J; **ECG - Eletrocardiologia básica**. São Paulo, Ed. Sarvier, 2008

27.

WILSON, F. N; JOHNSTON, F. D; MACLEOD, A. G; BARKER, P. S. **On Einthoven's triangle, the theory of unipolar electrocardiographic leads, and the interpretation of the precordial electrocardiogram**. 1946

28.

www.medcleanprodutohospitalar.com.br

29.

www.tecmundo.com.br

30.

WEBSTER, J.G. **Medical Instrumentation: Application and Design**. Houghton , 3.ed., 1998)

31.

ALEXANDER, Charles K; SADIKU, Matthew N.O. **Fundamentos de Circuitos Elétricos**, Ed. Bookman, 2003

32.

Notas de aula do professor Sérgio A. do curso de Eletrônica (Aula 7: **Amp-Op - Teoria**) encontrado no site <http://www.cear.ufpb.br/>

33.

GARCIA, A; SILVA, P; MASSELLI, Y; **Avaliação de amplificadores de instrumentação para sistema de aquisição bioelétricos**;

34.

<http://www.ece.ufrgs.br/> , **Amlificadores operacionais** - slides de aula do curso de Engenharia elétrica, Aula II.

35.

IGARASHI, Massaki de oliveira, **Utilização de filtros para remoção de interferência de sinais de eletrocardiograma**, Monografia (Graduação de engenharia elétrica), Universidade Presbiteriana MackenzieSão Paulo, 2007

36.

LIMA NETO, L. A; CORTEZ, P C; PEREIRA JÃŠNIOR, E. B; CUNHA, M. A. P. **Protótipo eletrocardiograma portÃ¡til com uma derivação e comunicação com celular via bluetooth**, 2012

37.

PAIM, F. C. A. **Desenvolvimento de um sistema de telemetria para aquisição de sinais fisiológicos com aplicação em programas de reabilitação cardíaca**. Dissertação (Mestrado em engenharia elétrica), Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2005

38.

MARTINS, R; VAZ, F. **Amplificador de instrumentação de sinais biológicos**, 1974