



CENTRO UNIVERSITÁRIO DE BRASÍLIA – UNICEUB
PROGRAMA DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA

MATHEUS SOARES NASCIMENTO

**DESENVOLVIMENTO DE EQUIPAMENTO PORTÁTIL PARA AVALIAÇÃO DE DOENÇAS
CARDÍACAS E COM ENVIO DAS INFORMAÇÕES VIA INTERNET**

BRASÍLIA

2019



MATHEUS SOARES NASCIMENTO

**DESENVOLVIMENTO DE EQUIPAMENTO PORTÁTIL PARA AVALIAÇÃO DE DOENÇAS
CARDÍACAS E COM ENVIO DAS INFORMAÇÕES VIA INTERNET**

Relatório final de pesquisa de Iniciação Científica
apresentado à Assessoria de Pós-Graduação e
Pesquisa.

Orientação: Msc. Luciano Henrique Duque

BRASÍLIA

2019

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a minha família por cada minuto dedicado à minha criação e educação e pelo apoio e força para que eu continuasse focado por toda essa etapa da minha vida.

Ao meu professor e orientador Luciano Henrique Duque, deixo meu agradecimento em especial pelo apoio prestado ao longo do meu curso e ao longo dessa pesquisa, me dando todo o suporte necessário.

Aos meus amigos agradeço por todo auxílio, brincadeiras e compreensão proporcionada.

A todos meus professores e meu coordenador com os quais tive a oportunidade de aprender, agradeço o esforço e atenção.

RESUMO

As doenças crônicas não transmissíveis (DCNT), atualmente, estão crescendo significativamente. São responsáveis por 73,9% dos mortos no Brasil. As doenças cardiovasculares, neuropsiquiátricas, diabetes, enfermidades respiratórias e câncer, são as principais DCNT, que causam mortes ou incapacidades na população brasileira e no mundo. As doenças cardiovasculares atingem o coração e vasos sanguíneos, podendo também ser geradas, por problemas estruturais e coágulos sanguíneos, essas doenças são as principais causas de mortes por DCNT, sendo responsáveis por 31,2% da mortes no Brasil. Soluções para o controle e diminuição das doenças cardiovasculares, estão na implantação ou intensificação de políticas públicas de controle do tabaco, diminuição dos impostos sobre alimentos orgânicos, construção de ciclovias, refeições saudáveis em ambientes escolares e políticas de prevenção e detecção nos estágios iniciais da doença. A detecção de boa parte das doenças cardíacas, pode ser realizado pelo exame de eletrocardiograma. Existe vários exames mais detalhados e novos que são superiores ao eletrocardiograma, mas para algumas doenças, ele é o único que realiza a detecção, e em exames de rotina e de prevenção, esse exame é o mais recomendado. O objetivo geral dessa pesquisa, é o estudo da viabilidade e o desenvolvimento de um dispositivo, capaz de realizar a captação, tratamento e transmissão de dados dos sinais elétricos do coração por meio da internet, para que um médico a distância possa realizar o diagnóstico e permitir que o exame seja realizado por um médico de qualquer especialidade ou agente de saúde qualificado. O dispositivo tem por finalidade, diagnosticar doenças cardíacas a distância, implementando a telemedicina em regiões mais pobres, visando atender as necessidades médicas das populações mais desprovidas de recursos e de médicos especialistas. A pesquisa é dividida em etapas e o projeto em módulos, em que cada modulo responsável por uma determinada função no dispositivo e a etapa é responsável pelo desenvolvimento dos módulos e do estudo de viabilidade. O projeto é dividido em sete etapas, sendo que da etapa um a quatro, é direcionado para a aquisição, filtragem, processamento e transmissão do sinal. A etapa cinco e seis, são responsáveis pelo desenvolvimento do site e do aplicativo, e a recepção do sinal. A última etapa a sete, é responsável pelo pelos testes comparativos, com um dispositivo similar e profissional. O sinal cardíaco chega no dispositivo a uma amplitude inferior a 0,01 Vpp (Tensão de pico a pico), os estágios de amplificação e filtragem, permitem elevar essa tensão a uma amplitude operacional, em que um microcontrolador possa ler. O sinal lido no microcontrolador, está entre zero e cinco volts, com baixo ruído, devido a qualidade dos estágios de filtros do *hardware*. No microcontrolador ocorre a filtragem digital e a autocalibração do dispositivo em função da tensão. Esse sinal é transmitido a um aplicativo Android, em que pode ser visualizado, ou pode ser transmitido pela internet para ser acessado simultaneamente em um site. O equipamento desenvolvido, apresentou erros inferiores a 25% e alcançou os objetivos principais da pesquisa, em desenvolver um dispositivo portátil, de baixo custo, de alta qualidade e precisão

Palavras-Chave: Microcontrolador PIC. Eletrocardiógrafo. ECG. Transmissão pela internet.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Estrutura interna de AOPs.....	12
Figura 2 – Estrutura básica de AOPs reais.....	13
Figura 3 – Pinos de um amplificador operacional comum.....	14
Figura 4 – Amplificador operacional ideal.....	15
Figura 5 – Ajuste de Offset.....	17
Figura 6 – Amplificador operacional real.....	20
Figura 7 – Variação da resistência interna em função da temperatura do LM741.....	21
Figura 8 – Circuito sem realimentação de um comparador.....	22
Figura 9 – Circuito com alimentação negativa.....	23
Figura 10 – Circuito com alimentação positiva.....	23
Figura 11 – Circuito do amplificador Buffer.....	24
Figura 12 – Circuito do amplificador inversor.....	25
Figura 13 – Circuito do amplificador não inversor.....	26
Figura 14 – Circuito do amplificador subtrator.....	27
Figura 15 – Circuito do filtro passa-baixa passivo de 1ª ordem.....	33
Figura 16 – Circuito do filtro passa-alta passivo de 1ª ordem.....	34
Figura 17 – Circuito do filtro passa-baixa ativo de 1ª ordem com ganho.....	35
Figura 18 – Circuito do filtro passa-baixa ativo de 1ª ordem ganho unitário.....	36
Figura 19 – Circuito do filtro passa-baixa ativo de 2ª ordem.....	36
Figura 20 – Célula polarizada.....	38
Figura 21 – Sinal elétrico de polarização e despolarização.....	38
Figura 22 – Despolarização Atrial.....	40
Figura 23 – Eletrodos.....	41
Figura 24 – Derivações Unipolar e Bipolar.....	42
Figura 25 – Derivação para longos períodos.....	42
Figura 26 – Componentes do ECG.....	43
Figura 27 – Componentes do ECG.....	43
Figura 28 – Módulos do projeto.....	45
Figura 29 – Módulos do projeto.....	47
Figura 30 – Fonte de Alimentação simétrica.....	48
Figura 31 – Gráfico da tensão dissipada em função da carga.....	49
Figura 32 – Gráfico da diferença de tensão em função da carga.....	49
Figura 33 – Amplificadores e filtros.....	50
Figura 34 – Filtro passa-baixa, passivo e de 1ª ordem.....	50

Figura 35 – Filtro passa-baixa, ativo e de 2ª ordem.....	51
Figura 36 – Amplificadores Buffers.....	52
Figura 37 – Amplificador Subtrator.	52
Figura 38 – Amplificador não inversor.....	53
Figura 39 – Estágio de offset.	54
Figura 40 – Sinal cardíaco sem amplificação.	54
Figura 41 – Sinal cardíaco após o subtrator.	54
Figura 42 – Sinal cardíaco após o primeiro filtro ativo.	55
Figura 43 – Sinal cardíaco após o segundo filtro ativo.....	55
Figura 44 – Controladora.	56
Figura 45 – Tela inicial do aplicativo.....	57
Figura 46 – Sinal obtido no aplicativo.....	57
Figura 47 – Sinal obtido no site.	58
Figura 48 – Circuito na protoboard.....	58
Figura 49– Níveis de tensão do sinal.	59

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	8
1.1. OBJETIVOS.....	10
1.1.1. Objetivos específicos:.....	10
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	11
2.1. AMPLIFICADORES OPERACIONAIS	11
2.1.1. Composição dos AOPs	12
2.1.2. Modelo ideal para análises de AOPs	14
2.1.3. Modelo parcialmente ideal para análises de AOPs.....	16
2.1.4. Modelo real para análises de AOPs.....	19
2.1.5. Configurações de um amplificador.....	22
2.1.6. Circuito do amplificador buffer ou seguidor unitário de tensão	23
2.1.7. Circuito do amplificador inversor	25
2.1.8. Circuito do amplificador não inversor	26
2.1.9. Circuito do amplificador subtrator ou diferencial.....	27
2.2. FILTROS ANALÓGICOS.....	28
2.2.1. Principais parâmetros dos filtros.....	28
2.2.2. Análise de filtros analógicos	29
2.2.3. Número de ordem de um filtro analógico.....	30
2.2.4. Filtros passivos.....	31
2.2.5. Filtros ativos.....	31
2.2.6. Tipos de filtragem.....	32
2.2.7. Filtro passa-baixa passivo de 1ª ordem.....	33
2.2.8. Filtro passa-alta passivo de 1ª ordem	34
2.2.9. Filtro passa-baixa ativo de 1ª ordem.....	35
2.2.10. Filtro passa-baixa ativo de 2ª ordem.....	36
2.3. ELETROFISIOLOGIA DO CORAÇÃO	37
2.4. ELETROCARDIOGRAMA.....	40
2.4.1. Derivações	41
2.4.2. Sinais do Eletrocardiograma.....	42
2.4.3. Frequência Cardíaca	44
3. METODOLOGIA	45
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO	47
5. CONCLUSÃO.....	59
REFERÊNCIAS.....	60

1. INTRODUÇÃO

O Brasil passa, atualmente, por um período de mudanças epidemiológicas, que modificam os padrões de saúde e de doenças, que estão diretamente ligados a fatores demográficos, econômicos, sociais e culturais do país (SZWARCOWALD; SOUSA-JÚNIOR; DAMACENA, 2010).

As doenças infecciosas, ainda dominam uma parcela significativa das doenças que atingem os brasileiros, mas as doenças crônicas não transmissíveis (DCNT), atualmente, estão crescendo significativamente. Segundo Saúde Brasil 2011, as DCNT são as responsáveis por 73,9% dos mortos no Brasil.

As doenças cardiovasculares, neuropsiquiátricas, diabetes, enfermidades respiratórias e câncer, são as principais DCNT, que causam mortes ou incapacidades na população brasileira, de acordo a Pesquisa Nacional de Saúde (PNS), realizada pelo IBGE em 2013.

As doenças cardiovasculares atingem o coração e vasos sanguíneos, podendo também ser geradas, por problemas estruturais e coágulos sanguíneos. O Saúde Brasil 2011, indica que essas doenças são as principais causas de mortes por DCNT, ou seja, essas doenças cardíacas, são as que mais causam mortes no Brasil, causando 31,2% dos óbitos do país.

Dados do PNS de 2013, aponta que 4,2% da população brasileira com mais de 18 anos, foi diagnosticada com doenças cardiovasculares. No meio rural foi 3% da população e no meio urbano 4%. Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS) e Organização Pan-Americana de Saúde (OPAS), as populações de média e baixa renda, são as que mais sofrem com essas doenças, pois são desprovidas de recursos e assistências do governo.

Soluções para o controle e diminuição das doenças cardiovasculares, proposto pela OMS e pela OPAS, sugere a implantação ou intensificação de políticas públicas de controle do tabaco, diminuição dos impostos sobre alimentos orgânicos, construção de ciclovias, refeições saudáveis em ambientes escolares e políticas de prevenção e detecção nos estágios iniciais da doença.

A detecção de boa parte das doenças cardíacas, pode ser realizado pelo exame de eletrocardiograma. Existe vários exames mais detalhados e novos que são superiores ao eletrocardiograma, mas para algumas doenças, ele é o único que realiza a detecção, e em exames de rotina e de prevenção, esse exame é o mais recomendado.

O eletrocardiograma, pode ser realizado pelo dispositivo eletrocardiógrafo, que registra as variações do potencial elétrico extracelular do músculo cardíaco, em função do tempo. Esse exame é realizado a partir de eletrodos de superfície não invasivos, realizando as medidas sobre a pele do torso do paciente.

O avanço da tecnologia, atualmente, proporciona o desenvolvimento de dispositivos portáteis, de baixo custo, de alta qualidade e precisão, esses dispositivos ainda podem conter diversas tecnologias, sendo uma delas a comunicação por longas distâncias, utilizando a internet.

Esses recursos tecnológicos podem ser agregados para a construção de um eletrocardiógrafo, de baixo custo e portátil, para atendimento de pacientes, facilitando o acesso desse dispositivo a comunidades longínquas e desprovidas de recursos, como exemplo, comunidades ribeirinhas e indígenas. Esse dispositivo ainda pode permitir, que o exame seja realizado a distância, a partir da internet, entrando em uma nova modalidade da medicina, a telemedicina.

A medicina acompanhando os avanços tecnológicos, desenvolveu a telemedicina, que é definida como a utilização de métodos audiovisuais e de intercâmbio de informações entre médicos, com o objetivo de melhorar o atendimento médico em comunidades carentes e realizar consultas a distância em qualquer região (Resolução CFM nº 1.643/2002, 2002).

No início do ano de 2019, foi iniciada discussão no Conselho Federal de Medicina (CFM), sobre mudanças na resolução de 2002, que regia essa prática até o momento. Em 6 de fevereiro de 2019, foi criada uma nova resolução pela CFM, que regulamentava algumas práticas dentro da telemedicina, mas como esse assunto é delicado, pois influencia diretamente na relação médico paciente, preocupações de uma grande parcela dos médicos, fez com que a resolução de 2019, no final do mês de fevereiro de 2019, fosse revogada e que a resolução de 2002 fosse restabelecida (Resolução CFM nº 2.228/2019, 2019).

1.1. Objetivos

O objetivo geral dessa pesquisa, é o estudo da viabilidade e o desenvolvimento de um dispositivo, capaz de realizar a captação, tratamento e transmissão de dados dos sinais elétricos do coração por meio da internet, para que um médico a distância possa realizar o diagnóstico e permitir que o exame seja realizado por um médico de qualquer especialidade ou agente de saúde qualificado.

O dispositivo tem por finalidade, diagnosticar doenças cardíacas a distância, implementando a telemedicina em regiões mais pobres, visando atender as necessidades médicas das populações mais desprovidas de recursos e de médicos especialistas.

1.1.1. Objetivos específicos:

- Realizar a revisão bibliográfica sobre o comportamento geral e elétrica do coração e das estruturas adjuntas, sobre os métodos matemáticos para filtragem e processamento, comportamento dos componentes em função da temperatura e arquitetura dos microcontroladores PIC.
- Realizar o estudo da viabilidade do desenvolvimento de um dispositivo portátil, de baixo custo, de alta qualidade e precisão, que realize a captação, tratamento e transmissão de dados dos sinais elétricos do coração.
- Desenvolvimento dos *hardware* dos módulos de captação, filtros analógicos, comunicação, auto calibração e da controladora.
- Unificação dos módulos.
- Desenvolvimento dos *software* base e de auto calibragem, para o modulo da controladora.
- Realizar os testes para a primeira calibragem de temperatura e tensão elétrica.
- Desenvolvimento do *software* dos filtros digitais.
- Desenvolvimento dos *softwares* auxiliares para smartfone e computador.
- Desenvolvimento do banco de dados para salvar os sinais cardíacos.
- Desenvolvimento do *site*/servidor web para receber os dados, salvar e criar gráfico.
- Desenvolvimento do protótipo final

- Realizar os testes comparativos, com um eletrocardiógrafo profissional, para a segunda calibragem e para definir o fator de qualidade do dispositivo.
- Desenvolver e produzir com uma impressora 3d, uma estrutura para o hardware do dispositivo.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. Amplificadores Operacionais

Os primeiros amplificadores operacionais (AOPs), foram criados a parti de válvulas eletrônicas, na década de 40. Esses amplificadores apresentavam grandes dimensões físicas, alcançavam altas temperaturas e seu funcionamento era bastante precário e imprevisível. No final da década de 40, em 1947, foi desenvolvido o primeiro transistor, revolucionando a eletrônica e permitindo a criação dos primeiros amplificadores operacionais, que apresentavam estruturas menores, menor aquecimento e seu funcionamento era razoável, em relação as tecnologias existentes. Porém, em 1968, surgiu os primeiros AOPs confiáveis, desenvolvidos em um circuito integrado (CI) e que apresentavam alta impedância de entrada, baixa impedância de saída, alto ganho, sensibilidade média a ruídos e possibilidade de ser alimentado por fontes simétricas ou fonte comum. (JÚNIOR, 2015).

A Figura 1, ilustra uma forma de construção de amplificadores operacionais a parti de transistores e componentes passivos.

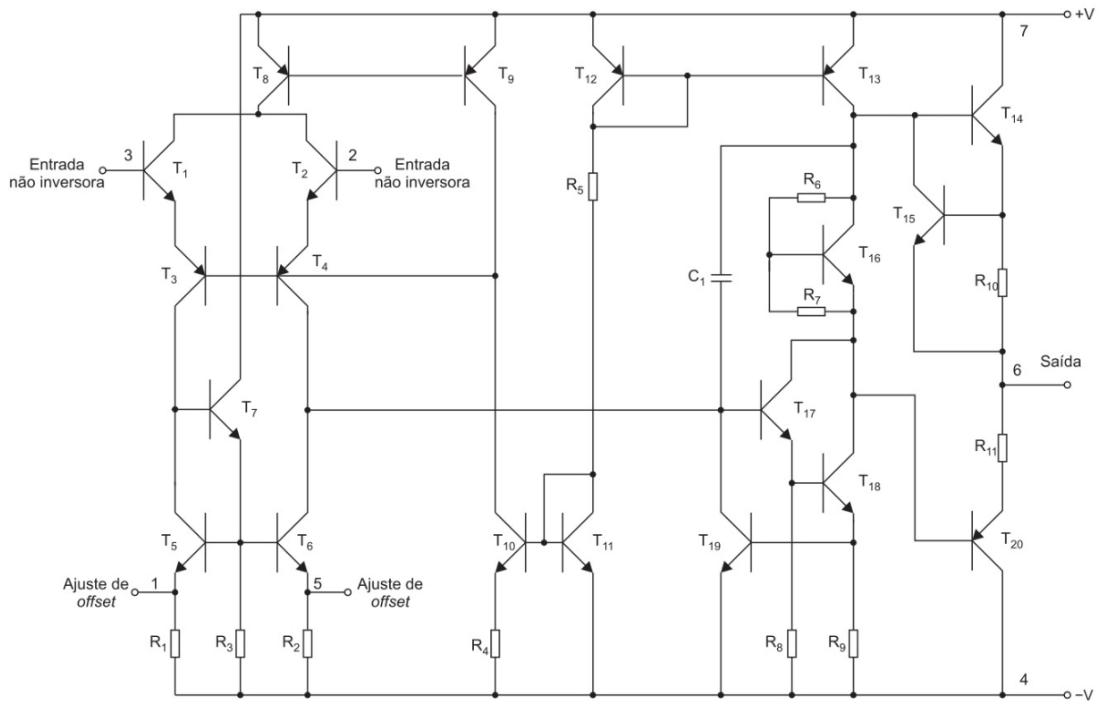


Figura 1 – Estrutura interna de AOPs.
Fonte: (GARCIA; ALMEIDA, 2014).

Os amplificadores operacionais, são amplificadores que amplificam a subtração de suas entradas, os mesmo podem ser chamados de amplificadores diferenciais. Os AOPs costumam ter alta impedância em suas entradas e baixa impedância de saída. Sua construção é feita sobre um substrato fino ou lâmina de um semicondutor. (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2001).

Estes amplificadores são muito utilizados nos sistemas de controle, na instrumentação industrial, equipamentos médicos, na instrumentação nuclear, equipamentos de telecomunicações e de áudio. (JÚNIOR, 2015).

2.1.1. Composição dos AOPs

A composição mínima dos amplificadores operacionais reais é formada de duas entradas, uma saída e dois pinos para alimentação. Os pinos de entradas dos AOPs, são a entrada inversora e a não inversora. A entrada inversora, é responsável por captar um sinal e inverter seu potencial elétrico. A entrada não inversora, é responsável por captar um sinal e manter suas características. O pino de saída produz um sinal, proveniente de operações utilizando os sinais captados nos pinos de entrada, sendo limitado, a

apresentar uma tensão inferior à da alimentação. A Figura 2, ilustra os pinos básicos de AOPs reais (GARCIA; ALMEIDA, 2014).

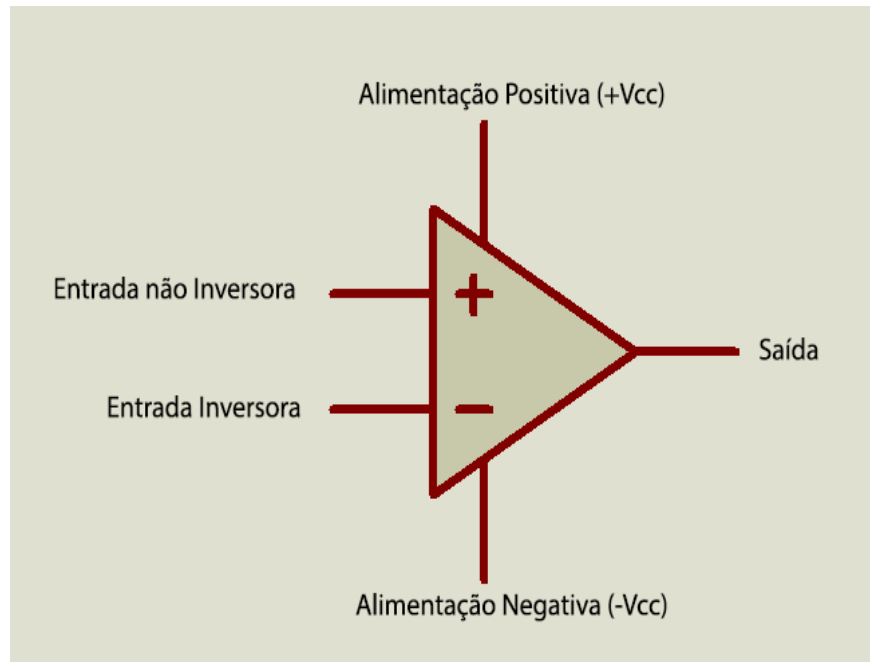


Figura 2 – Estrutura básica de AOPs reais.
Fonte: Autor.

Os AOPs apresentam mais outros diversos pinos, por exemplo, pinos de ganho e offset. Esses pinos variam de acordo, com os componentes de construção, capacidade e aplicação. Os amplificadores mais comuns, apresentam pinos para controle de offset, tendo função corrigir um desbalanceamento, que ocorre em todo amplificador em sua construção. A Figura 3, ilustra os pinos mais comuns em AOPs reais (JÚNIOR, 2015).

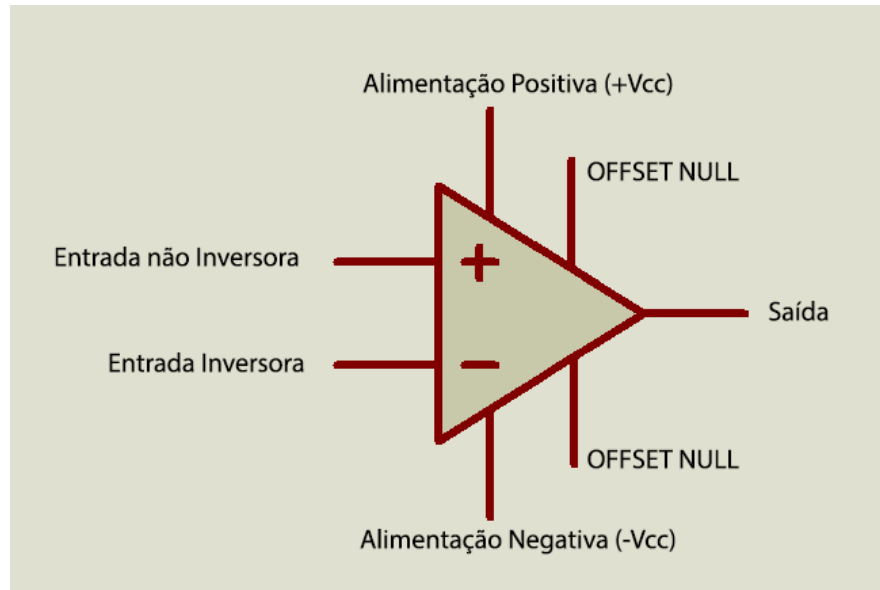


Figura 3 – Pinos de um amplificador operacional comum.
Fonte: Autor.

Os amplificadores operacionais, podem ser analisados a partir de diversos modelos, os modelos mais comuns são: ideal, parcialmente ideal e real. Cada modelo apresenta vantagens e desvantagens, e é utilizado para uma aplicação ou análise diferente.

2.1.2. Modelo ideal para análises de AOPs

O modelo ideal, apresenta características utópicas, que não são possíveis existir na realidade. Esse modelo é bastante usado, pois apresenta poucas variáveis durante a análise do circuito, permitindo análises superficiais, mas em um tempo curto e com uma aproximação razoável sobre o comportamento dos AOPs. O modelo, considera a resistência de entrada infinita, resistência de saída nula, ganho de tensão infinito, insensibilidade a frequência na sua entrada e a temperatura no seu corpo (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2001).

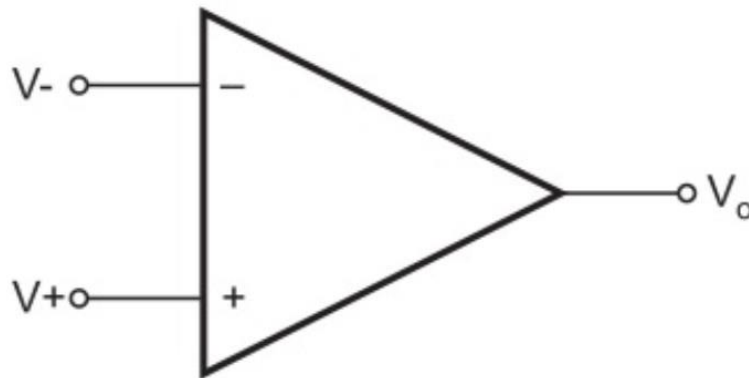


Figura 4 – Amplificador operacional ideal.
Fonte: (GARCIA; ALMEIDA, 2014).

A equação 1, a baixo, é a tensão diferencial de entrada, que representa a subtração das tensões de entrada.

$$V_d = V_+ - V_- \quad (1)$$

A equação 2 descrita a abaixo é uma representação matemática para o modelo ideal.

$$V_o = A_v \cdot V_d = A_v (V_+ - V_-) \quad (2)$$

Na Figura 4 e na equação 1 e 2, o V_- é a tensão da entrada inversora, o V_+ é a tensão da entrada não inversora e o V_o é a tensão de saída do amplificador. O A_v é o fator de ganho, que representa o valor máximo de amplificação dos AOPs (JÚNIOR, 2015).

Analisando a equação 2, pode definir que a saída depende apenas da multiplicação do fator de ganho, pela tensão diferencial de entrada. E a parti das características, é possível definir que as entradas não drenam nenhuma quantidade de corrente elétrica, por causa da alta resistência de entrada, e a saída pode assumir valores infinitos de tensão, pois a resistência de saída é nula e os AOPs não apresentam alimentação definida (JÚNIOR, 2015).

O modelo ideal pode apresentar duas formas de análises, ambas respeitam a equação 2. A primeira forma foi citada anteriormente, a mesma permiti uma aproximação razoável da realidade. A segunda forma, permite uma aproximação inferior a anterior e considera que os AOPs apresentem um curto-circuito virtual. (GARCIA; ALMEIDA, 2014).

O curto-circuito virtual é uma aproximação, que aproveita os altos valores de fator de ganho, para considerar esse fator como um valor que tende a infinito. A partir dessa aproximação, e respeitando a equação 2, pode-se concluir que a tensão diferencial de entrada, representada na equação 1, tende a zero, isto é, para um ganho infinito, indica que a tensão da entrada não inversora é igual a inversora (GARCIA; ALMEIDA, 2014). A equação 3 ilustra essa igualdade.

$$V_+ = V_- \quad (3)$$

2.1.3. Modelo parcialmente ideal para análises de AOPs

O modelo parcialmente ideal, apresenta características próximas da realidade de um amplificador operacional. Esse modelo é usado em situações que necessitem de uma boa aproximação e a utilização de poucas ou nenhuma variável externa do circuito, por exemplo, temperatura ou frequência do sinal de entrada, para as análises do mesmo. O modelo considera a resistência de entrada infinita, resistência de saída nula, ganho de tensão limitado à alimentação, parâmetros de OFFSET e ganho de MODO-COMUM, e insensibilidade a frequência na sua entrada e a temperatura no seu corpo (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2001).

O parâmetro de OFFSET é gerado pela desigualdade existente nos transistores presentes nos estágios de amplificadores, ilustrado na Figura 1. Essa desigualdade provoca um desbalanceamento interno no qual resulta uma tensão a mais na saída, denominada tensão de OFFSET (JÚNIOR, 2015).

A tensão de OFFSET pode ser observada na saída é na entrada do amplificador, na entrada esse valor é baixo, na ordem de mili-volts, mas na saída esse valor pode ser alto e significativo, pois é amplificado junto com as entradas não inversoras e inversora. A equação 4 descreve esse comportamento.

$$V_O = A_v \cdot (V_d + V_{OFI}) = A_v (V_+ - V_- + V_{OFI}) \quad (4)$$

Na equação 4 o V^- é a tensão da entrada inversora, o V^+ é a tensão da entrada não inversora, V_o é a tensão de saída do amplificador, o A_v é o fator de ganho e o V_d é a tensão diferencial de saída. O V_{OFI} representa a tensão de OFFSET de entrada, esse valor é diferente para cada amplificador, pois depende da sua construção (JÚNIOR, 2015).

Dependendo da configuração utilizada para o amplificador operacional, o parâmetro OFFSET pode ser um fator crítico, pois se a entrada receber um sinal da mesma ordem do parâmetro ou inferior, e se o fator de ganho não for controlado, o sinal oriundo da saída, será prejudicado, podendo até mesmo sair saturado, ou seja, a tensão da saída será a tensão máxima de alimentação, perdendo todo o sinal (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2001).

O parâmetro OFFSET em alguns AOPs podem ser corrigidos, existe meios externos utilizando uma conexão direta entre a entrada e a saída do AOP e existe meios internos utilizando pinos já presentes no amplificador, para realizar o controle do offset de forma interna, a parti de um potenciômetro. A Figura 5 ilustra os pinos para o controle.

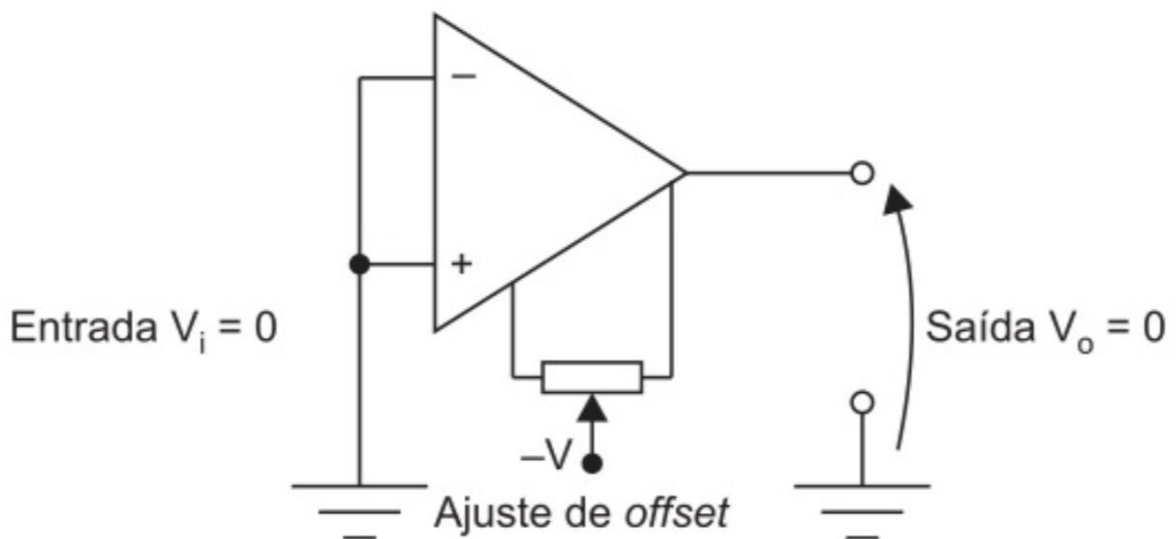


Figura 5 – Ajuste de Offset.
Fonte: (GARCIA; ALMEIDA, 2014).

No controle interno do parâmetro OFFSET, necessita que seja aplicado sobre os pinos da entrada não inversora e da inversora, o potencial de terra ou GND. Nos pinos de controle desse parâmetro, deve ser conectado um potenciômetro com o centro ligado a alimentação negativa. É fundamental que um voltímetro seja conectado entre a saída e o terra, afim de medir a tensão elétrica da saída, para realizar a correção é necessário variar o potenciômetro com o objetivo de zerar a tensão medida no voltímetro.

O ganho de MODO-COMUM, é um erro associado a valores distintos de diferença de potencial, sobre as junções dos transistores, que compõem o amplificador operacional, devido ao desbalanceamento dos transistores durante a fabricação. Esse erro ocorre quando as entradas do amplificador são submetidas a potenciais elétricos diferentes de zero ou do terra, gerando valores diferente de zero na saída (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2001).

O valor resultante, gerado pelo o erro associado ao ganho de MODO-COMUM, na saída dos AOPs, é definido como a multiplicação do ganho de MODO-COMUM, pela divisão da soma dos potencias das entradas não inversora e inversora por dois (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2001).

A equação 5 descreve o comportamento da saída, quando a parti desse erro.

$$V_o = A_v \cdot V_d + \frac{A_{MC}(V_+ + V_-)}{2} = A_v (V_+ - V_-) + \frac{A_{MC}(V_+ + V_-)}{2} \quad (5)$$

Na equação 5 o V_- é a tensão da entrada inversora, o V_+ é a tensão da entrada não inversora, V_o é a tensão de saída do amplificador, o A_v é o fator de ganho e o V_d é a tensão diferencial de saída. O A_{MC} representa o ganho de MODO-COMUM.

O CMRR é a razão de rejeição de MODO-COMUM, esse valor é definido como a razão entre o fator de ganho e o ganho de MODO-COMUM. (GARCIA; ALMEIDA, 2014).

A equação 6 descreve a relação do CMRR.

$$CMRR = \frac{A_v}{A_{MC}} \quad (6)$$

O fator de CMRR é comumente medido em decibel, nos modelos reais de AOP esse valor é encontrado entre 70db e 90db, sendo que quanto maior for o valor menor será o erro na saída. Esse fator é diretamente ligado ao material e o processo de fabricação utilizado para a construção dos amplificadores (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2001).

Agregando as análises utilizando o parâmetro de OFFSET e o ganho de MODO-COMUM, chegasse a equação 7.

$$V_o = A_v \cdot (V_d + V_{OFI}) + \frac{A_{MC}(V_+ + V_-)}{2} = A_v (V_+ - V_- + V_{OFI}) + \frac{A_{MC}(V_+ + V_-)}{2} \quad (7)$$

O modelo parcialmente ideal é regido matematicamente pela equação 7, podendo adota característica do modelo ideal de curto-circuito virtual para facilitar algumas análises, mas perdendo uma parcela da precisão.

Em análises mais precisas, que dependem da temperatura do circuito e da frequência nas entradas, este modelo não consegue atender essas necessidades, sendo fundamental utilizar o modelo real.

2.1.4. Modelo real para análises de AOPs

O modelo real, apresenta as características mais próximas da realidade, dentre os três modelos, de um amplificador operacional. Esse modelo é usado em situações que necessitem de muita aproximação e a análise de situações que dependem de temperatura e frequência. O modelo considera a resistência de entrada e a resistência de saída, ganho de tensão limitado à alimentação, parâmetros de OFFSET e ganho de MODO-COMUM, e sensibilidade a frequência e temperatura (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2001).

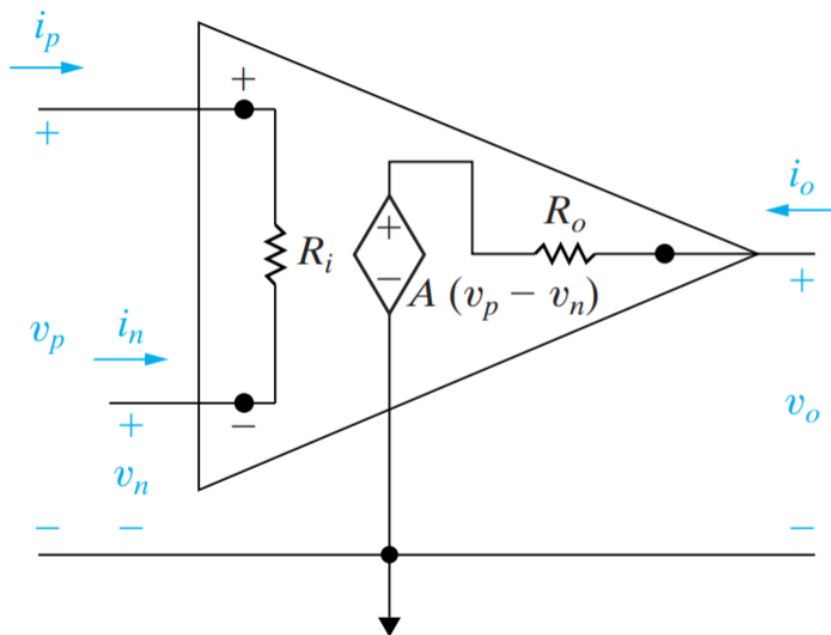


Figura 6 – Amplificador operacional real.
 Fonte: (NILSSON; RIEDEL, 2014).

A Figura 6 descreve o amplificador operacional a partir do modelo real. O amplificador nesse modelo, apresenta as resistências internas R_i e R_o , e uma fonte de tensão dependente. A resistência R_i , está conectada entre os pinos de entrada e equivale a resistência de entrada. A resistência R_o está conectada a fonte dependente, que por sua vez está conectada a saída e essa resistência equivale a resistência de saída. A fonte dependente está ligada a saída e a resistência R_o , a sua dependência está ligada ao valor que representa a multiplicação do fator de ganho pela tensão diferencial de entrada, ou pela tensão sobre o resistor R_i , se considerar o polo positivo da medida, sobre a entrada não inversora. O valor que representa, a subtração entre a fonte dependente e a tensão sobre o resistor R_o , é equivale a tensão obtida na saída do AOP (NILSSON; RIEDEL, 2014).

No modelo real, é considerado os parâmetros de OFFSET e de ganho de MODO-COMUM, assemelhando ao modelo parcialmente ideal. A equação matemática descrita para o modelo parcialmente ideal, é composta de fatores oriundos dos parâmetros de OFFSET e de ganho de MODO-COMUM, como as características dos modelos se assemelham nesses parâmetros, pode-se utilizar a equação 7 para descrever a dependência da fonte de tensão dependente interna dos AOPs, melhorando assim a precisão do modelo (JÚNIOR, 2015).

A sensibilidade a temperatura e a frequência, são características presentes em todos os amplificadores operacionais, esse fator está diretamente ligado aos transistores, que fazem parte da composição do AOP. Os transistores por sua vez, são compostos de semicondutores, que variam as suas características de condução em função de alguns fatores, sendo um deles a temperatura e a frequência (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2001).

A sensibilidade a frequência provoca nos AOPs, variações nas resistências internas, máximo fator de ganho, no ganho de MODO-COMUM e conseqüentemente no CMRR. O *bandwidth* representa o valor de largura de faixa máxima do AOP, que indica uma relação do fator de ganho máximo e a frequência (JÚNIOR, 2015).

A sensibilidade a temperatura nos amplificadores operacionais é chamada de Drift, no AOP essa sensibilidade influencia na precisão, realizando a variação dos fatores: resistência interna de entrada, resistência interna de saída, na tensão de OFFSET, no valor do CMRR e na sensibilidade a frequência (JÚNIOR, 2015).

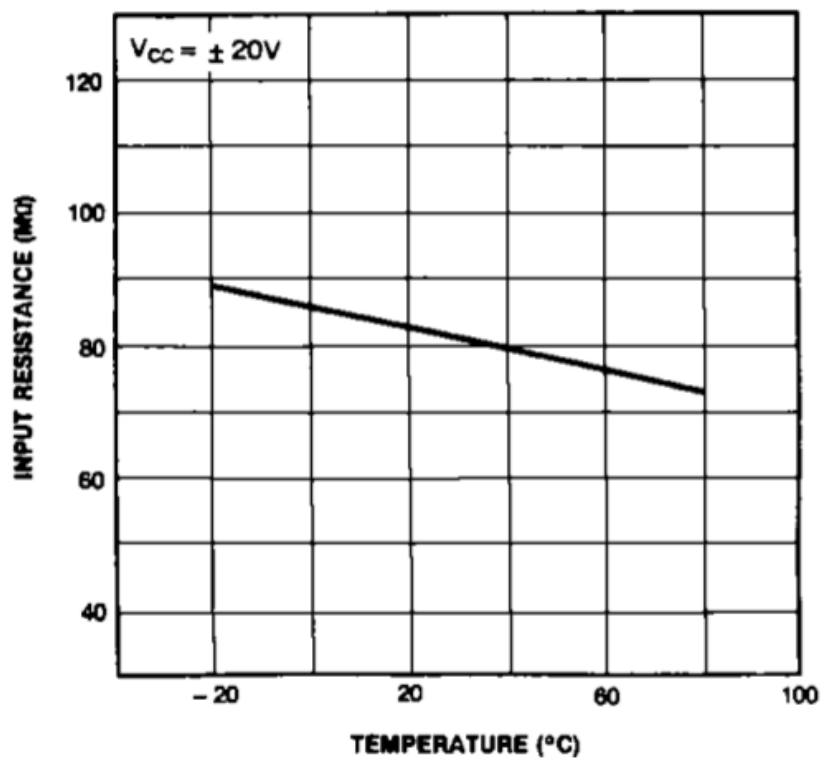


Figura 7 – Variação da resistência interna em função da temperatura do LM741.
Fonte: Fairchild Semiconductor.

2.1.5. Configurações de um amplificador

O amplificador operacional pode assumir diversas configurações, as principais e que são mais usadas, são: sem realimentação, realimentação positiva e negativa (GARCIA; ALMEIDA, 2014).

Na sem realimentação, não há conexões entre as entradas e a saída, separando em dois circuitos distintos. Esse tipo de configuração aproveita o maior valor de fator de ganho, mas está mais suscetível a saturações, OFFSET e ganho de MODO-COMUM (GARCIA; ALMEIDA, 2014).

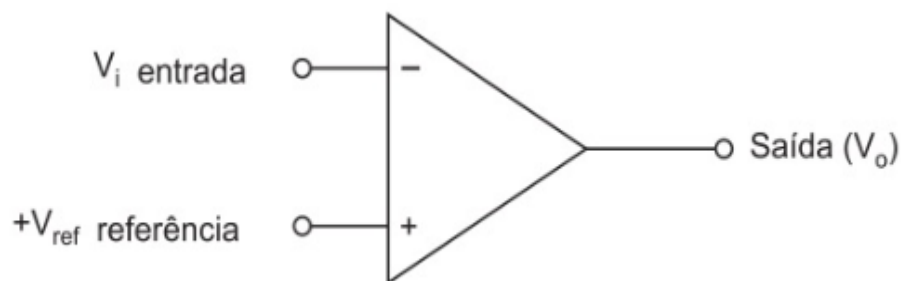


Figura 8 – Circuito sem realimentação de um comparador.
Fonte: (GARCIA; ALMEIDA, 2014).

A realimentação consiste, em conectar uma ou as duas entradas com a saída, unindo os dois circuitos presentes em um. Esse tipo de configuração permite o controle do fator de ganho, atenua ou mesmo elimina erros associados a OFFSET e ganho de MODO-COMUM, e permite realizar algumas operações matemáticas com sinais elétricos, como exemplos, somar, dividir, ou mesmo, integrar sinais. A realimentação negativa é quando a conexão da entrada inversora com a saída (JÚNIOR, 2015).

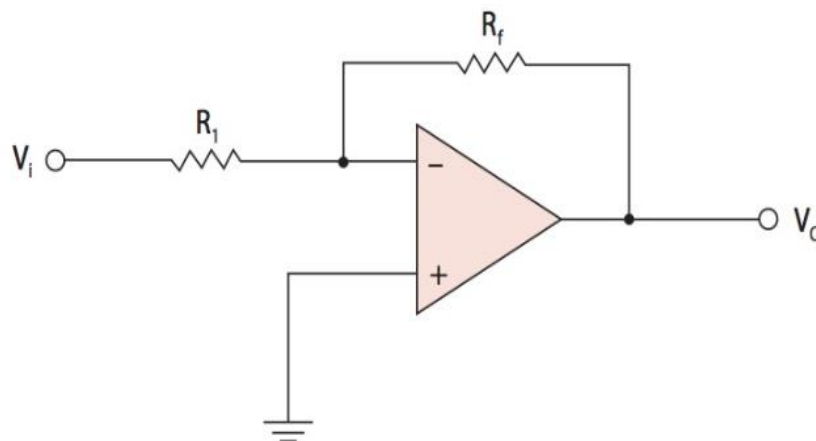


Figura 9 – Circuito com alimentação negativa.
Fonte: (JÚNIOR, 2015).

A realimentação positiva é quando a conexão da entrada não inversora com a saída (JÚNIOR, 2015).

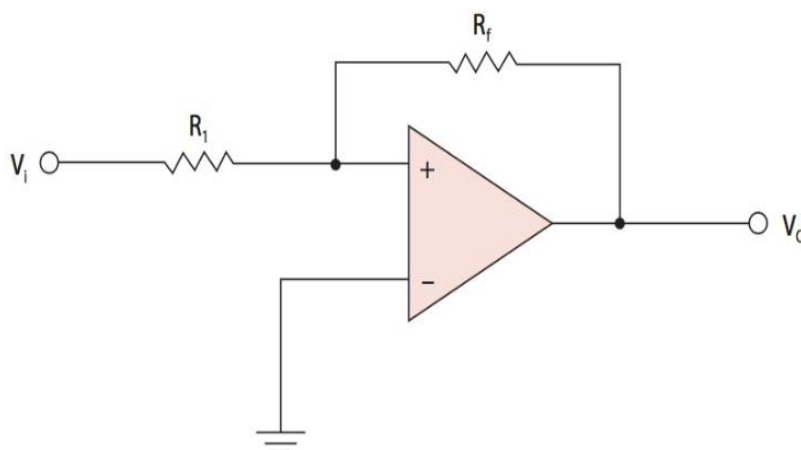


Figura 10 – Circuito com alimentação positiva.
Fonte: (JÚNIOR, 2015).

2.1.6. Circuito do amplificador buffer ou seguidor unitário de tensão

O circuito buffer é uma das aplicações que utilizam o amplificador operacional, nessa aplicação, a saída assume o valor da entrada, ou seja, o ganho do amplificador é unitário, sem inversão de polaridade ou fase. O desenvolvimento desse circuito é bem simples, pois o AOP está configurado em realimentação negativa, sem a presença de resistores, ou outros elementos passivos (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2001).

A Figura 11 descreve as ligações necessárias nesse circuito.

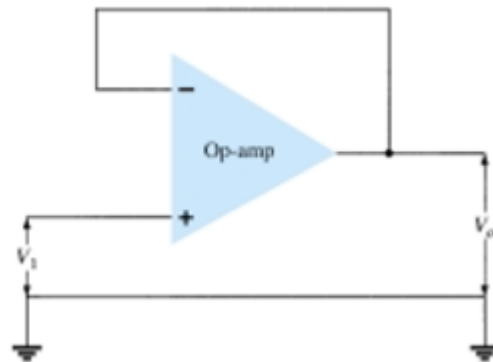


Figura 11 – Circuito do amplificador Buffer.
Fonte: (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2001).

A parti da Figura 11 é possível observar que a entrada do circuito está presente na entrada não inversora e a entrada inversora é realimentada.

Esse tipo de circuito possui diversas aplicações, uma das mais importantes é utilizar como amplificador de corrente, ou seja, é amplificado apenas a capacidade de corrente da fonte do sinal. Esse tipo de aplicação é possível pois, o circuito buffer permite diminuir ou mesmo eliminar a dependência resistiva entre a entrada do circuito e a saída.

Analisando o circuito a parti do modelo parcialmente ideal, utilizando o curto-circuito virtual, pode-se chegar a equação 8 descrita a baixo.

$$V_o = V_+ \quad (8)$$

O V_o representa a saída e o V_+ representa a entrada do circuito. A equação 8 pode ser manipulada para chegar na equação 9, que representa divisão da saída pela entrada, ou seja, representa a função de transferência ou ganho.

$$\frac{V_o}{V_+} = 1 \quad (9)$$

2.1.7. Circuito do amplificador inversor

O amplificador inversor é um dos circuitos mais utilizados com o amplificador operacional. Esse circuito apresenta ganho constante de valor negativo, que depende de duas constantes, que são obtidas a partir da resistência dos resistores presentes no circuito elétrico. O circuito por utilizar realimentação negativa é pouco ou nada suscetível a variações dependentes do OFFSET. (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2001).

A Figura 12 descreve as ligações do amplificador inversor.

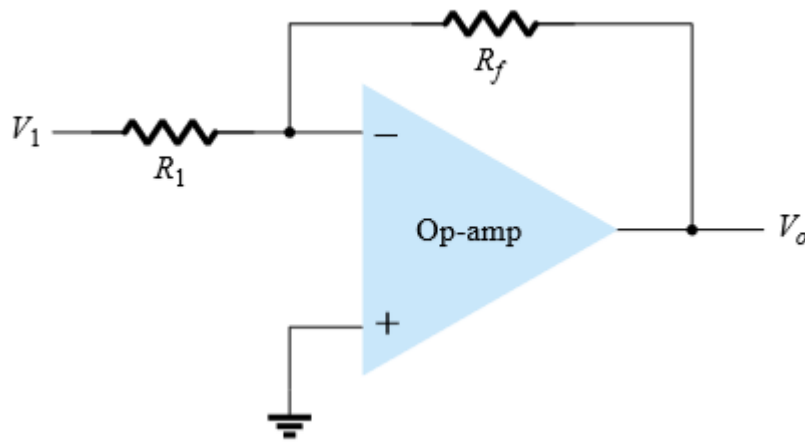


Figura 12 – Circuito do amplificador inversor.
Fonte: (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2001).

A partir da Figura 12 é possível observar que a entrada do circuito está presente na entrada inversora e a entrada não inversora é ligada ao terra. Analisando o circuito a partir do modelo parcialmente ideal, utilizando o curto-circuito virtual, pode-se chegar a equação 10 descrita a baixo.

$$V_o = - \left(\frac{R_f}{R_1} \right) \cdot V_- \quad (10)$$

O V_o representa a saída e o V_- representa a entrada do circuito, o R_f representa a resistência da realimentação e o R_1 representa a resistência ligada ao terra, descrito na Figura 12. A equação 10 pode ser manipulada para chegar na equação 11, que representa divisão da saída pela entrada, ou seja, representa a função de transferência ou ganho.

$$\frac{V_o}{V_-} = - \left(\frac{R_f}{R_1} \right) \quad (11)$$

2.1.8. Circuito do amplificador não inversor

O amplificador inversor é um dos circuitos que utiliza um AOP. Esse circuito apresenta ganho constante de valor positivo, que depende da resistência dos resistores, presentes no circuito. O circuito por utilizar realimentação negativa é pouco ou nada suscetível a variações dependentes do OFFSET e as variações oriundas da frequência, pouco o influência, por causa da configuração das entradas (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2001).

A Figura 13 descreve as ligações do amplificador não inversor.

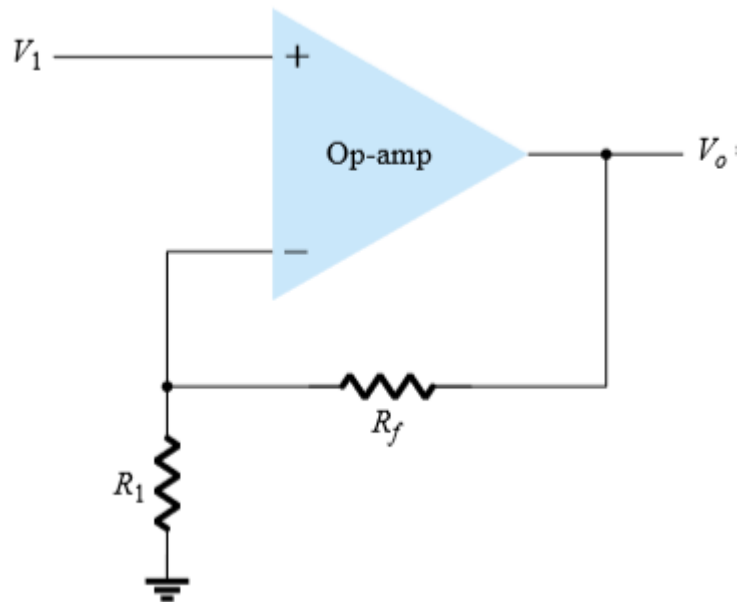


Figura 13 – Circuito do amplificador não inversor.

Fonte: (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2001).

A parti da Figura 13 é possível observar que a entrada do circuito está presente na entrada não inversora e a entrada inversora é realimentada. Analisando o circuito a parti do modelo parcialmente ideal, utilizando o curto-circuito virtual, pode-se chegar a equação 12 descrita a baixo.

$$V_o = \left(1 + \frac{R_f}{R_1} \right) \cdot V_+ \quad (12)$$

O V_o representa a saída e o V_+ representa a entrada do circuito, o R_f representa a resistência da realimentação e o R_1 representa a resistência ligada ao terra, descrito na Figura 13. A equação 12 pode ser manipulada para chegar na equação 13, que representa divisão da saída pela entrada, ou seja, representa a função de transferência ou ganho.

$$\frac{V_o}{V_+} = \left(1 + \frac{R_f}{R_1}\right) \quad (13)$$

2.1.9. Circuito do amplificador subtrator ou diferencial

O amplificador subtrator ou diferencial, é um circuito com amplificador operacional, que possui o objetivo de subtrair dois sinais e realizar o controle do ganho do amplificador. O circuito por utilizar realimentação negativa é pouco ou nada suscetível a variações dependentes do OFFSET e as variações de oriundas da frequência, pouco o influência, por causa da configuração das entradas (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2001).

A Figura 14 descreve as ligações do amplificador subtrator.

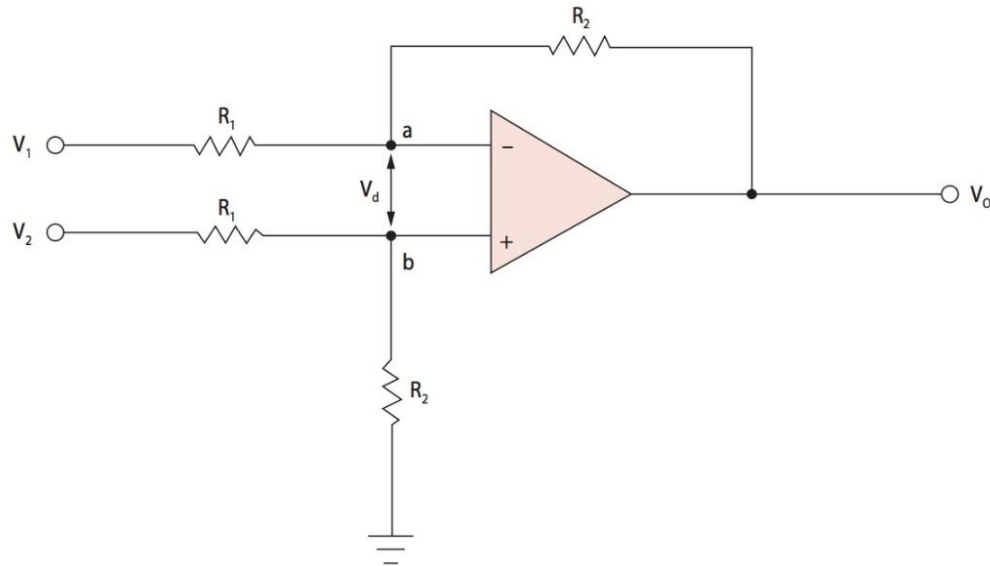


Figura 14 – Circuito do amplificador subtrator.
Fonte: (JÚNIOR, 2015).

A parti da Figura 14 é possível observar que a duas entrada no circuito estão conectadas a entrada inversora e não inversora do AOP. Analisando o circuito a parti do modelo parcialmente ideal, utilizando o curto-circuito virtual, pode-se chegar a equação 14 descrita a baixo.

$$V_o = \left(\frac{R_2}{R_1}\right) \cdot (V_2 - V_1) \quad (14)$$

O V_o representa a saída, V_2 representa a entrada do circuito conectada a entrada não inversora e V_1 representa a entrada do circuito conectada a entrada inversora. O R_2 representa a resistência da realimentação e a ligada ao terra, O R_1 representa a resistência ligada das entradas. A equação 14 pode ser manipulada para chegar na equação 15, que representa divisão da saída pela subtração das entradas ou ganho.

$$\frac{V_o}{V_2 - V_1} = \left(\frac{R_2}{R_1}\right) \quad (15)$$

2.2. Filtros Analógicos

O *hardware* é a parte física de um sistema, é o meio de contato do mundo digital (*software*), com o mundo real. No sistema essa parte é a que mais sofre com desgastes e anomalias. As anomalias provocam diversos problemas no funcionamento do *hardware* do sistema, as principais anomalias são os ruídos nos sinais, que são oriundos do efeito de sinais externos ou internos.

Os filtros analógicos são um dos elementos mais utilizados e indispensáveis em um *hardware*, pois atenuam ou mesmo eliminam a presença dos ruídos. Os filtros funcionam como um elemento, que atenua faixas de frequência e permitem a passagem de outros (JÚNIOR, 2015).

A composição e as características dos filtros analógicos os diferenciam em diversas categorias, as principais são: Filtragem, ordem, tipos de componentes (amplificação).

2.2.1. Principais parâmetros dos filtros

As frequências de corte, representam frequências, que quando alcançadas desencadeia alterações significativas no funcionamento de filtro, podendo sinalizar, uma atenuação, ou amplificação, ou ganho unitário. Essas alterações ocorrem, pois, essa frequência indica o início ou fim de uma filtragem (JÚNIOR, 2015).

A banda de passagem é uma região de frequências, que são permitidas durante a filtragem. Essa região dependendo do filtro, pode apresentar uma mínima atenuação ou uma amplificação (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2001).

A banda rejeitada é uma região de frequências, que não são permitidas durante a filtragem. Essa região dependendo do filtro, apresenta uma alta atenuação ou é eliminada (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2001).

2.2.2. Análise de filtros analógicos

Os filtros analógicos podem ser analisados por meio de resoluções de circuitos convencionais, sendo que cada método, proporciona um nível de dificuldade diferente para cada tipo de filtro. Adjunto dos métodos de resolução de circuito é utilizado a transformada de Laplace, para facilitar as análises de sinais alternadas em componentes não resistivos.

A transformada de Laplace é uma ótima ferramenta, pois facilita a resolução de EDOs e permite a análise de um circuito no domínio do tempo e no da frequência. A transformada é descrita abaixo na equação 16.

$$F(s) = \int_0^{+\infty} f(t) \cdot e^{-t \cdot s} \cdot dt \quad (16)$$

Analisando os principais componentes no domínio de Laplace, pode-se obter as seguintes equações abaixo, que representam a impedância desses elementos nesse domínio.

A equação 17 descreve a impedância de um resistor no domínio de Laplace, o Z representa o valor da impedância e o R a resistência do resistor.

$$Z = R \quad (17)$$

A equação 18 descreve a impedância de um capacitor no domínio de Laplace, o Z representa o valor da impedância, C a capacitância do capacitor e o s é a variável de Laplace.

$$Z = \frac{1}{s \cdot C} \quad (18)$$

A equação 19 descreve a impedância de um indutor no domínio de Laplace, o Z representa o valor da impedância, L a indutância do indutor e o s é a variável de Laplace.

$$Z = s.L \quad (19)$$

Utilizando as impedâncias é possível resolver os circuitos de tensão alternada utilizando os métodos convencionais de resolução de circuitos, encontrando funções para tensão ou corrente para o circuito, no domínio de Laplace. Após encontrar essas funções pode-se utilizar a flexibilidade da transformada de Laplace, para transformar essas funções no domínio de Fourier, permitindo a análise dos circuitos em função da frequência (JÚNIOR, 2015).

A equação 20 descreve a relação entre as transformadas.

$$s = j.\omega \quad (20)$$

O j representa o número imaginário e o ω a frequência. A equação 21 descreve a consequência dessa relação.

$$F(s) = F(j.\omega) \quad (21)$$

A transformada de Fourier é definida pela equação 22.

$$F(j.\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t).e^{-j.\omega.t}.dt \quad (22)$$

2.2.3. Número de ordem de um filtro analógico

O número de ordem em uma EDO, representa a maior derivada presente na equação e na análise particular, indica o número de raízes presentes para a construção da solução particular.

Nos filtros analógicos esse valor representa o mesmo número de ordem da EDO que regi o circuito do filtro. Esse valor por consequência, representa a soma das quantidades de capacitores e indutores no circuito do filtro.

Esse número é um dos indicadores de qualidade dos filtros analógicos, podendo relacionar, que quanto maior for esse número, maior será a precisão desse filtro.

2.2.4. Filtros passivos

Os filtros passivos, são filtros que utilizam componentes passivos, ou seja, utilizam resistores, capacitores e indutores para a sua construção. Esse tipo de filtro durante a filtragem atenua todos os sinais, mas os sinais filtrados são atenuados de forma expressiva (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2001).

Vantagens:

- Não necessitam de alimentação;
- Utilizam poucos componentes;
- Podem ser utilizados em sistemas de média e alta potência;

Desvantagens:

- Tem baixa precisão;
- Não tem controle atenuação;
- Não tem ganho;
- Não podem trabalhar com sinais de pequena ordem;
- Não podem ser agrupados em cascata;

2.2.5. Filtros ativos

Os filtros ativos, são os filtros mais utilizados no *hardware*, pois apresentam uma ótima qualidade e precisão na filtragem. Esses filtros utilizam componentes passivos e ativos, ou seja, utilizam os componentes passivos, mais transistores, AOPs e fontes de tensão, para a sua construção. A filtragem desse filtro, atenua apenas os sinais indesejados, permitindo a passagem, sem modificação dos demais sinais, quando não é utilizado para amplificar sinais desejados (JÚNIOR, 2015).

Vantagens:

- Eliminam a utilização de indutores, que em baixa frequência tem dimensões elevadas;

- Podem ser agrupados em cascata
- Tem ganho ou amplificação
- Controle da atuação
- Alta precisão
- Podem ser usados com sinais de pequena ordem

Desvantagens:

- Necessita de alimentação
- A resposta em frequência depende do componente ativo
- Não podem ser utilizados em sistemas de alta e média potência

2.2.6. Tipos de filtragem

Os filtros analógicos podem ser utilizados em diversos tipos de aplicações, dependendo do tipo de filtragem necessária. Os principais tipos de filtragem são: passa-baixa, passa-alta, passa-banda e rejeita-banda.

O passa-baixa é um tipo de filtro, que filtra os sinais com frequências a cima da frequência de corte. É muito utilizado em inversores de frequência elétrica, para a criar o sinal senoidal, a parti do sinal quadrado.

O passa-alta é um tipo de filtro, que filtra os sinais com frequências a baixo da frequência de corte. É muito utilizado em altos falantes, para impedir a passagem de sinais mais graves, que podem danificar o alto-falante.

O passa-banda é um tipo de filtro, que filtra os sinais com frequência abaixo da frequência de corte inferior e acima da frequência de corte superior, permitindo a passagem de uma faixa de frequência, delimitada por duas frequências de corte. É muito utilizado em linhas de telefone fixo e móvel.

O rejeita-banda é um tipo de filtro, que filtra os sinais que estão dentro de uma faixa especifica de frequência, delimitada por duas frequências de corte. É muito utilizado em processamento de sinais, para filtrar ruídos e interferências.

2.2.7. Filtro passa-baixa passivo de 1ª ordem

O filtro passa-baixa passivo de 1ª ordem, podem ter diversas configurações, mas o filtro mais utilizado é composto por um resistor e um capacitor, denominando um circuito RC. O resistor é ligado na entrada do filtro e o capacitor ao terra, havendo uma conexão entre o capacitor e resistor ligada a saída (JÚNIOR, 2015).

A Figura 15 descreve o filtro passivo.

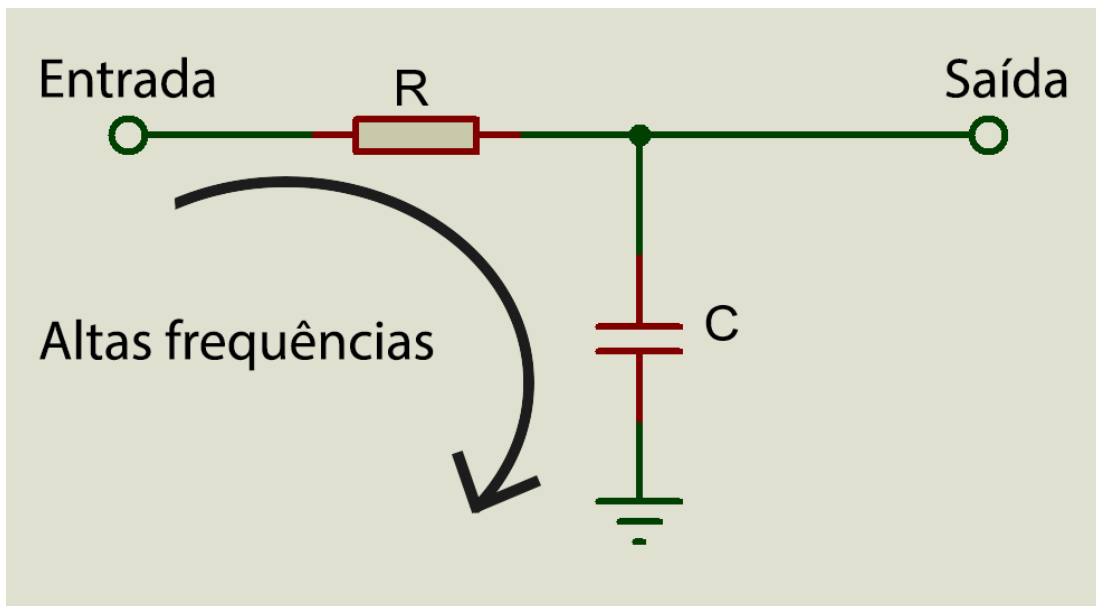


Figura 15 – Circuito do filtro passa-baixa passivo de 1ª ordem.
Fonte: Autor.

Utilizando o domínio de Laplace para calcular a impedância de cada componente, é possível calcular as tensões e correntes dependentes de s , utilizando lei Kirchoff dos nós. Usando a relação descrita na equação 20 é possível analisar a tensão e corrente em função da frequência. A equação 23 descreve a frequência de corte do filtro, encontradas utilizando esse métodos e ferramentas.

$$F = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C} \quad (23)$$

O F representa a frequência em hertz, o R representa a resistência do resistor e o C representa a capacitância do capacitor.

2.2.8. Filtro passa-alta passivo de 1ª ordem

Na construção do filtro passa-alta passivo de 1ª ordem, são utilizados resistores e capacitores, caracterizando um circuito RC. O capacitor é ligado na entrada do filtro e o resistor ao terra, havendo uma conexão entre o capacitor e resistor ligada a saída (JÚNIOR, 2015).

A Figura 16 descreve o filtro passivo.

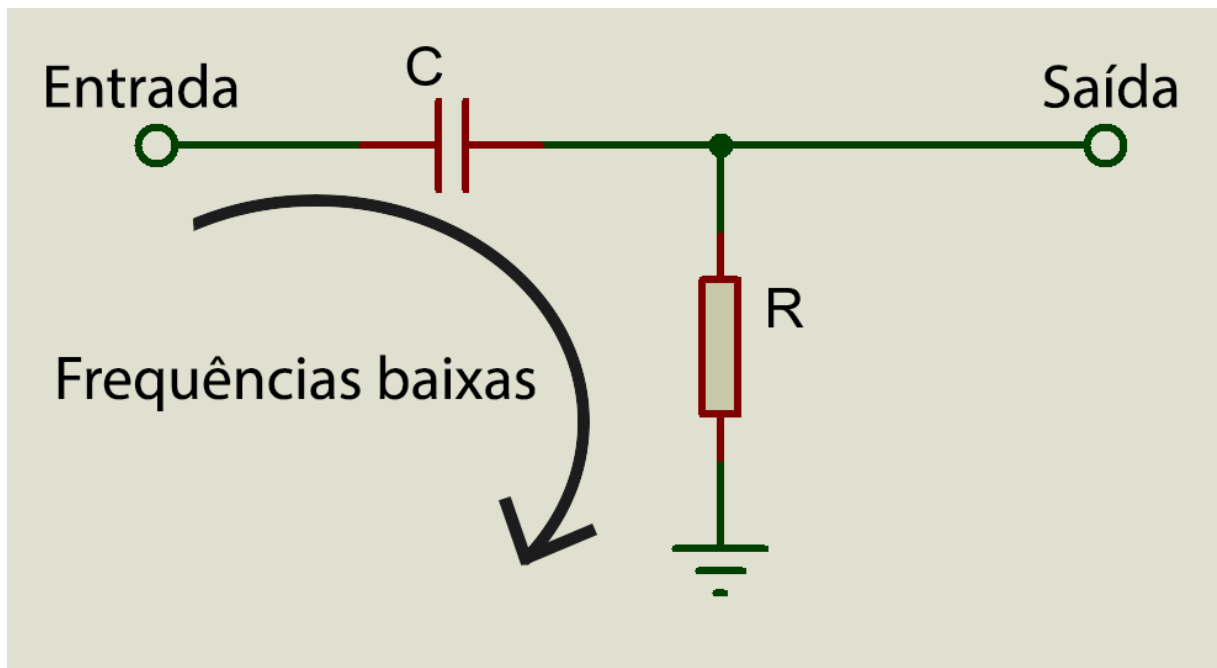


Figura 16 – Circuito do filtro passa-alta passivo de 1ª ordem.
Fonte: Autor.

Utilizando o domínio de Laplace para calcular a impedância de cada componente, é possível calcular as tensões e correntes dependentes de s , utilizando lei Kirchhoff dos nós. Usando a relação descrita na equação 20 é possível analisar a tensão e corrente em função da frequência. A equação 24 descreve a frequência de corte do filtro, encontradas utilizando esse métodos e ferramentas.

$$F = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C} \quad (24)$$

O F representa a frequência em hertz, o R representa a resistência do resistor e o C representa a capacitância do capacitor.

2.2.9. Filtro passa-baixa ativo de 1ª ordem

Na construção do filtro passa-baixa ativo de 1ª ordem, são usados resistores, capacitores e AOPs. Esse tipo de filtro possibilita controlar o ganho na saída por meio de resistores ou ter ganho unitário utilizando a configuração buffer (JÚNIOR, 2015).

A Figura 17 descreve o filtro com ganho controlado.

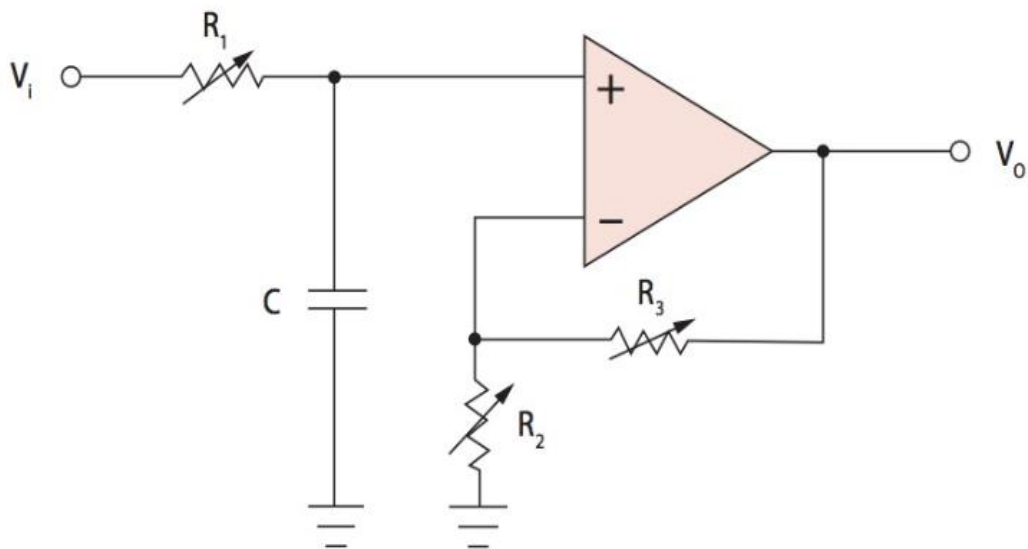


Figura 17 – Circuito do filtro passa-baixa ativo de 1ª ordem com ganho.
Fonte: (JÚNIOR, 2015).

A equação 25 descreve o ganho do filtro da Figura 17.

$$G = 1 + \frac{R_3}{R_2} \quad (25)$$

A Figura 18 descreve o filtro com ganho unitário.

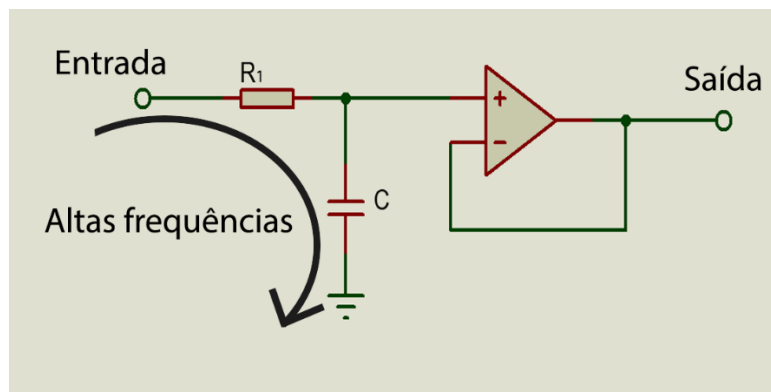


Figura 18 – Circuito do filtro passa-baixa ativo de 1ª ordem ganho unitário.
Fonte: Autor.

Utilizando o modelo parcialmente ideal de AOP e o curto-circuito virtual, adjunto do domínio de Laplace para calcular a impedância de cada componente passivo, é possível calcular as tensões e correntes dependentes de s , utilizando lei Kirchhoff dos nós. Usando a relação descrita na equação 20 é possível analisar a tensão e corrente em função da frequência. A equação 26 descreve a frequência de corte do filtro, encontradas utilizando esse métodos e ferramentas.

$$F = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R_1 \cdot C} \quad (26)$$

2.2.10. Filtro passa-baixa ativo de 2ª ordem

Na construção do filtro passa-baixa ativo de 2ª ordem, são usados resistores, capacitores e AOPs. (JÚNIOR, 2015).

A Figura 19 descreve o filtro.

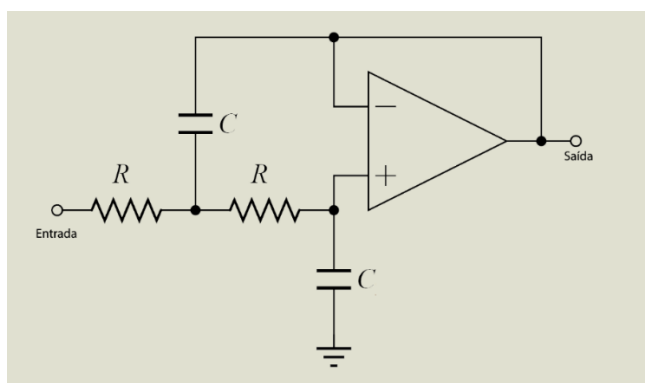


Figura 19 – Circuito do filtro passa-baixa ativo de 2ª ordem.
Fonte: Autor.

Utilizando o modelo parcialmente ideal de AOP e o curto-circuito virtual, adjunto do domínio de Laplace para calcular a impedância de cada componente passivo, é possível calcular as tensões e correntes dependentes de s , utilizando lei Kirchhoff dos nós. Usando a relação descrita na equação 20 é possível analisar a tensão e corrente em função da frequência. A equação 27 descreve a frequência de corte do filtro, encontradas utilizando esse métodos e ferramentas.

$$F = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C} \quad (27)$$

2.3. Eletrofisiológica do coração

O coração é um dos órgãos mais importantes do corpo humano, é responsável pelo bombeamento de sangue no organismo, proporcionando o transporte de nutrientes para as células. O seu funcionamento é controlado por meio de sinais elétricos, que promovem a compressão e relaxamento do mesmo, ou seja, o bombeamento de sangue.

O miocárdio é um músculo cardíaco, compõem a maior parte do coração, é localizado nas paredes do mesmo. A contração e relaxamento de suas células que permite o bombeamento sanguíneo. Existe dois tipos principais de células no miocárdio, fibras musculares e células do sistema elétrico. As fibras musculares são responsáveis pelo bombeamento. As células do sistema elétrico são responsáveis: automatismo, produção de estímulos elétricos, e a condução da corrente elétrica (FRIEDMAN, 2016).

As concentrações de íons (cargas elétricas) na célula cardíaca em repouso, são diferentes entre os lados da membrana celular. No interior da célula, apresenta maior quantidade de íons de potássio e na parte externa, predomina íons de sódio e cálcio. A permeabilidade da membrana celular, permite o movimento dos íons de potássio, para a parte externa da célula, deixando o interior da célula negativo e o externo positivo. Essa diferença de potencial na célula corresponde ao potencial de repouso, que é aproximadamente 90 mV. A célula nessas condições apresenta polarizada, pois apresenta dois polos elétricos, e esta pronta para ser despolarizada (FRIEDMAN, 2016).

A Figura 20 descreve a polarização da célula.

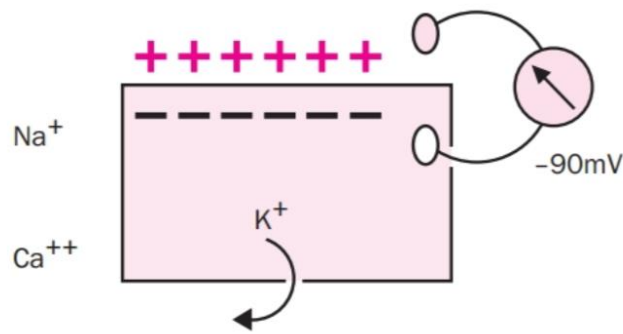


Figura 20 – Célula polarizada.
Fonte: (FRIEDMAN, 2016).

O estímulo elétrico aplicado sobre uma célula cardíaca, promove permeabilidade aos íons sódio e de cálcio, provocando a inversão das cargas elétricas na membrana celular, propagando essa inversão para as células próximas, como uma corrente positiva, esse fenômeno é chamado de despolarização celular. A célula após a despolarização, está sujeita a repolarização, que representa a recuperação elétrica, retornando ao estado de polarizada (THALER, 2012).

A Figura 21 descreve o sinal elétrico em função do tempo, oriundo da polarização e repolarização das células.

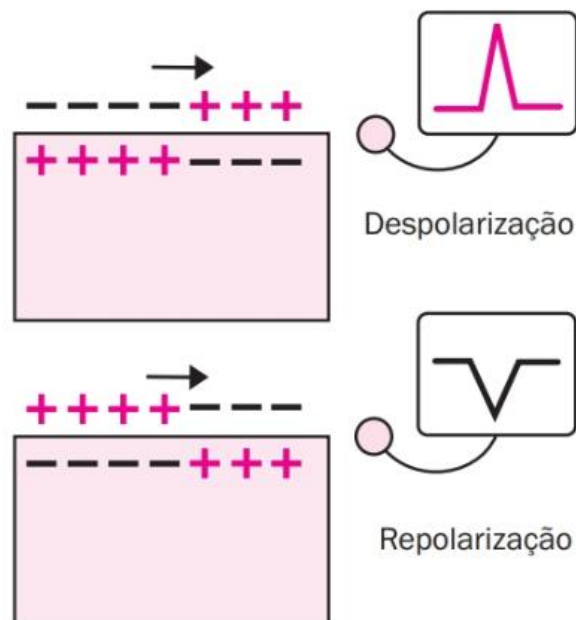


Figura 21 – Sinal elétrico de polarização e despolarização.
Fonte: (FRIEDMAN, 2016).

O automatismo, é uma característica de algumas células cardíacas, que as permite gerar um impulso elétrico espontâneo, permitindo o coração gerar seus próprios impulsos elétricos, independente de influências externas.

As células que compõem o sistema elétrico do coração, são: células P (marca-passo), células T (transicionais) e células de Purkinje.

As células P são encontradas no nó sinusal e no nó atrioventricular, são responsáveis pelo automatismo. As células T são encontradas na periferia do nó sinusal e sua função é conectar as células P com o tecido atrial (FRIEDMAN, 2016).

As células de Purkinje localizadas nos feixes de His e ramificações na rede de Purkinje, e sua função é distribuir os impulsos elétricos e promovendo a contração do miocárdio (RIERA; UCHIDA, 2011).

As câmaras cardíacas superiores são chamadas de átrios. São compostas por uma camada miocárdica fina. Os átrios são divididos pelo septo, separando em átrio direito e átrio esquerdo. O átrio direito conecta-se a veias cavas e inferiormente conecta ao ventrículo direito, por meio da válvula tricúspide. O átrio esquerdo conecta-se a veias pulmonares e inferiormente com ventrículo esquerdo, por meio da válvula mitral. O objetivo dos átrios é receber o sangue e direcioná-lo para os ventrículos.

As câmaras cardíacas inferiores são chamadas de ventrículos. São divididas em ventrículo esquerdo e direito, pelo septo interventricular. O ventrículo direito comunica com o átrio direito e com o tronco da artéria pulmonar, por meio da válvula pulmonar. As paredes do ventrículo direito são espessas, pois exercem pressão para vencer a resistência da artéria pulmonar, realizando o transporte de sangue para os pulmões. O ventrículo esquerdo comunica com o átrio esquerdo e com a aorta, por meio da válvula aórtica. As paredes do ventrículo esquerdo, são mais espessas, pois realizam o transporte de sangue para todos os órgãos, exceto para os pulmões.

A despolarização atrial é a contração dos átrios, ocorre primeiro no átrio direito e em seguida no átrio esquerdo, devido a localização do nó sinusal, que está presente no átrio direito. Essa despolarização, promove a orientação do vetor resultante da somatória das forças elétricas dos átrios, denominado SAP, se oriente para baixo e para esquerda (FRIEDMAN, 2016).

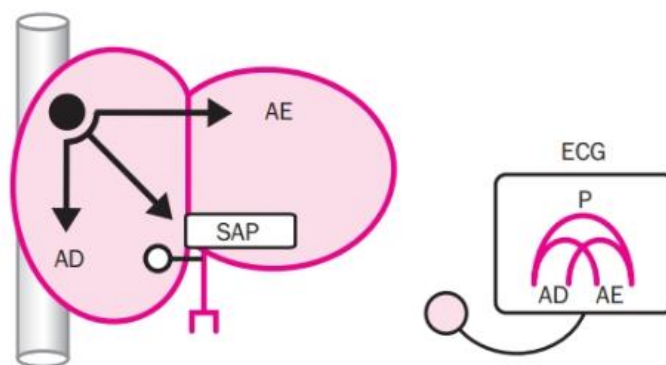


Figura 22 – Despolarização Atrial.
Fonte: (FRIEDMAN, 2016).

A despolarização ventricular é a contração dos ventrículos e aumento da pressão, ocorre simultaneamente nos dois ventrículos, devido ao sistema específico de condução intraventricular, que permite a corrente elétrica ultrapasse o nó atrioventricular e percorra rapidamente os feixes de His (FRIEDMAN, 2016).

A repolarização ventricular e atrial, ocorrem praticamente nos mesmos instantes e representam o relaxamento de suas estruturas.

2.4. Eletrocardiograma

O eletrocardiograma (ECG) é registro gráfico da atividade elétrica do coração, no domínio do tempo, é possível realizar o diagnóstico, observando a presença, ou não, de anomalias no sinal (THALER, 2012).

No início do século XX, esse exame foi desenvolvido pelo fisiologista holandês, Einthoven, que desenvolveu um dispositivo de eletrocardiografia, que registrava a atividade elétrica do coração em função do tempo. O eletrocardiógrafo é um dispositivo responsável pelo ECG, que realiza o registro gráfico da diferença de potencial entre dois pontos do corpo humano (FRIEDMAN, 2016).

Este exame não é invasivo e utiliza eletrodos de superfície, dispostos sobre a superfície da pele, que captam os sinais cardíacos. O eletrodo utilizado é representado na Figura 23.



Figura 23 – Eletrodos.
Fonte: (FRIEDMAN, 2016).

2.4.1. Derivações

A derivação eletrocardiográfica é a linha que une dois pontos e corresponde ao registro obtido do posicionamento de eletrodos nesses pontos. Os eletrodos são frequentemente posicionados sobre a superfície do tórax e dos membros, havendo situações que é necessário posicionar no interior do esôfago, no interior do coração ou na superfície do coração (RIERA; UCHIDA, 2011).

O primeiro tipo de derivação, foi desenvolvida para atender as necessidades do primeiro eletrocardiógrafo, ambos criados por Einthoven. Nessa derivação ele orientou os eletrodos em três pontos específicos, no braço direito (R), braço esquerdo (L) e perna esquerda (F), formando um triângulo equilátero, denominado de triângulo de Einthoven. Essa configuração dos eletrodos é considerada uma derivação bipolar, em que os eletrodos são posicionados de forma equidistante em relação ao coração (FRIEDMAN, 2016).

A derivação unipolar, surgiu após as derivações bipolares não serem capazes de determinar todas as posições do vetor resultante da somatória das forças elétricas. Essa derivação permitiu conter eletrodos de referência, que permitem definir um terra para a análise do potencial, e eletrodos exploradores, que representam o ponto a ser analisado em relação a referência (FRIEDMAN, 2016).

As derivações bipolares e unipolares dos membros, são descritas na Figura 24.

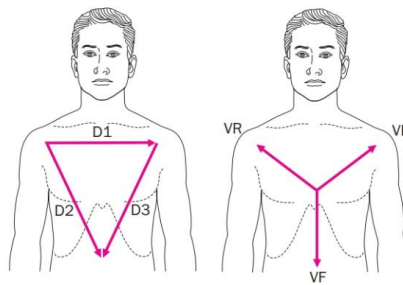


Figura 24 – Derivações Unipolar e Bipolar.
Fonte: (FRIEDMAN, 2016).

Existem derivações recomendadas para análises por longos períodos de tempo, que provocam menos incômodos e que podem ser aplicados em pacientes acamados, ou podem ser utilizados para monitorar pacientes durante atividades físicas. Esse tipo de derivação fornece um nível de detalhamento menor, mas ainda permite o diagnóstico da maioria das doenças cardíacas (WOLF, 2004).

A Figura 25 ilustra esses tipos de derivação.

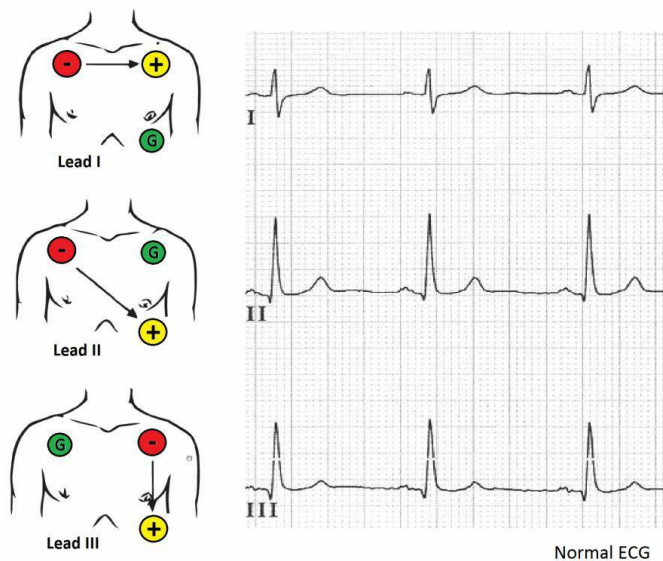


Figura 25 – Derivação para longos períodos.
Fonte: hrwproject.com

2.4.2. Sinais do Eletrocardiograma

As derivações registram sinais oriundos de diversas partes do coração, a Figura 26 ilustra os sinais que são concatenados para gerar o sinal lido no eletrocardiograma.

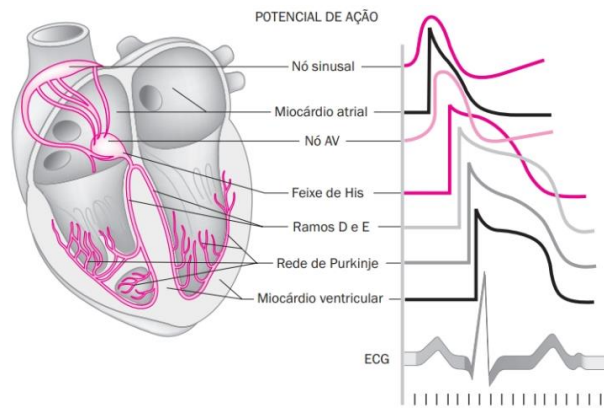


Figura 26 – Componentes do ECG.
Fonte: (FRIEDMAN, 2016).

O sinal lido no eletrocardiograma, a classificação de suas ondas e intervalos, são ilustrados na Figura 27.

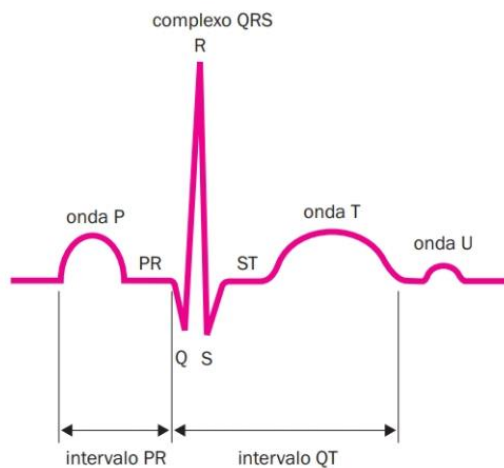


Figura 27 – Componentes do ECG.
Fonte: (FRIEDMAN, 2016).

A onda P é a despolarização atrial, e representa fisicamente a contração dos átrios. Essa onda é pequena e arredondada, sua duração máxima de 0,08s e sua amplitude varia entre 0,05mV e 0,25mV de potencial elétrico, ambos valores em situações normais (RIERA; UCHIDA, 2011).

O intervalo PR é definido do início na onda P ao início do QRS, representa o tempo gasto pela corrente elétrica no percurso, do início do nó sinusal até os ventrículos. Seus valores estão diretamente proporcionais à idade e inversamente proporcional à frequência cardíaca. Esse intervalo varia de 0,12 a 0,2 segundos, em situações normais (FRIEDMAN, 2016).

O complexo QRS é a despolarização ventricular, e representa fisicamente a contração dos ventrículos. O ventrículo é a câmara cardíaca que exerce mais pressão e conseqüentemente mais força, por esse motivo o complexo QRS é composto pela maior onda do eletrocardiograma. A onda Q é a primeira onda do complexo, e sua polaridade é negativa. A onda R é a onda com maior amplitude, ou potencial elétrico no eletrocardiograma, e sua polaridade é positiva. A onda S é a última onda do complexo, sua polaridade é negativa (FRIEDMAN, 2016).

A amplitude máxima do complexo QRS é de 0,5mV e a sua duração máxima é de 0,12s, ambos valores em situações normais (RIERA; UCHIDA, 2011).

O intervalo QT é definido do início do complexo QRS ao término da onda T, e representa o tempo total da despolarização e repolarização ventricular. Esse intervalo varia de acordo com a idade e frequência cardíaca, em situações normais pode variar de 0,10s a 0,21s (FRIEDMAN, 2016).

A onda T é a repolarização ventricular e atrial, mas a repolarização atrial influencia de forma insignificante a onda T, pois é camuflada pela repolarização ventricular. A repolarização representa o relaxamento do músculo cardíaco, a duração varia de 0,1 a 0,25 segundos, em situações normais (FRIEDMAN, 2016).

A onda U é a última onda do eletrocardiograma, representa potenciais tardios e pode ocorrer em corações saudáveis (FRIEDMAN, 2016).

2.4.3. Frequência Cardíaca

A frequência cardíaca (FC), é o número de batimentos realizados pelo coração em um tempo determinado, normalmente medido em minutos, e é denominado bpm (batidas por minutos). A frequência pode ser medida, pelo inverso do intervalo entre duas ondas R consecutivas (RR) (FRIEDMAN, 2016).

A equação 28 descreve a relação para essa frequência em Hz.

$$FC = \frac{1}{RR} \quad (28)$$

A conversão de hertz para BPM, é feita a partir da multiplicação da frequência em hertz por 60. A equação 29 descreve essa conversão.

$$FC_{bpm} = FC_{Hz} * 60 \quad (29)$$

A frequência cardíaca em situações normais varia de 60 a 100 bpm. Os ritmos cardíacos acima de 100 bpm, são considerados taquicardias e os abaixo de 60 bpm, são chamados de bradicardias, mas em repouso, alguns indivíduos saudáveis, podem alcançar valores inferiores a 60 e superiores a 50 bpm.

3. METODOLOGIA

A pesquisa é dividida em etapas e o projeto em módulos, em que cada módulo responsável por uma determinada função no projeto e a etapa é responsável pelo desenvolvimento dos módulos e do estudo de viabilidade. A Figura 28 descreve o modelo proposto para o projeto.

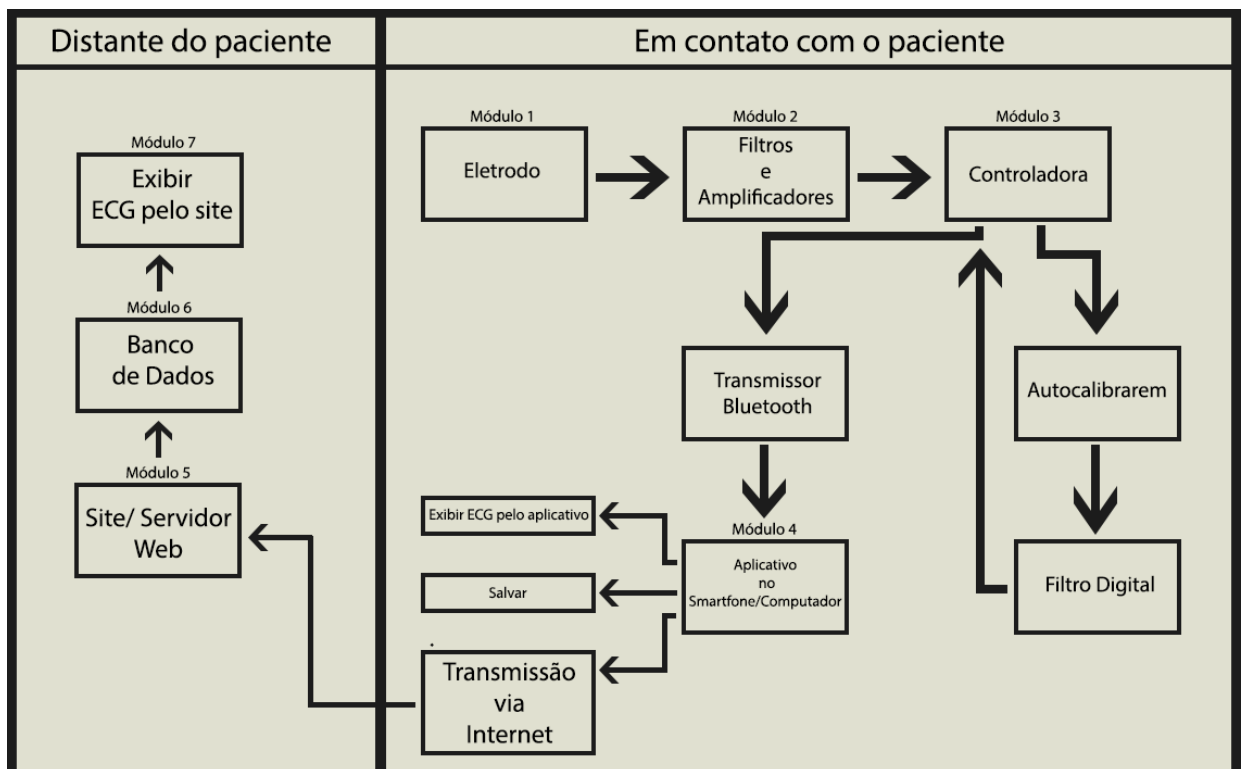


Figura 28 – Módulos do projeto.
Fonte: Autor.

Módulos:

- **Módulo 1:** Esse módulo é responsável pelo eletrodos, posicionamento dos eletrodos e derivações.
- **Módulo 2:** Esse módulo é responsável pelo desenvolvimento de *hardware* para captar, filtrar e amplificar o sinal cardíaco. O desenvolvimento da fonte de alimentação do dispositivo é desenvolvido durante esse módulo.
- **Módulo 3:** Esse módulo é responsável pelo desenvolvimento do circuito microcontrolado, que realizará a amostragem, correção digital e transmissão via Bluetooth do sinal.
- **Módulo 4:** Esse módulo é responsável pelo desenvolvimento dos aplicativos para smartfone com Android e computador com Windows. O aplicativo realizará o controle do dispositivo, exibindo, salvando ou enviando os sinais cardíacos por meio da internet.
- **Módulo 5:** Esse módulo é responsável pelo desenvolvimento do site/servidor web, que seja capaz de suportar banco de dados, PHP5 e JavaScript. A construção da interface de usuário é desenvolvida durante esse módulo e o módulo 7 e a recepção dos dados do aplicativo é durante esse módulo e o módulo 6.
- **Módulo 6:** Esse módulo é responsável pelo desenvolvimento do banco de dados e recepção dos dados do aplicativo.
- **Módulo 7:** Esse módulo é responsável pelo desenvolvimento do espaço de exibição do sinal cardíaco e a interface de usuário.

Etapas:

- **Etapa 1:** Etapa responsável pela revisão bibliográfica e o estudo de viabilidade.
- **Etapa 2:** Etapa responsável pelo o módulo 1.
- **Etapa 3:** Etapa responsável pelo o módulo 2.
- **Etapa 4:** Etapa responsável pelo o módulo 3.
- **Etapa 5:** Etapa responsável pelo o módulo 4.
- **Etapa 6:** Etapa responsável pelos os módulo 5, 6 e 7.
- **Etapa 7:** Etapa responsável pelos testes comparativos e avaliações de precisão e qualidade.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Na etapa 1, foi desenvolvido a revisão bibliográfica e o estudo de viabilidade. A revisão bibliográfica foi uma das partes mais significativas para o desenvolvimento da pesquisa. Durante essa parte da etapa 1, foi possível ter acesso a diversas literaturas sobre a área abordada e permitiu continuar a pesquisa, pois validou a viabilidade do desenvolvimento do dispositivo proposto.

A validação da viabilidade foi possível, pois a literatura forneceu soluções que atenderam as necessidades do projeto, de ser portátil, de baixo custo, de qualidade e de apresentar comunicação com a internet. As soluções fornecidas são: Utilizar resistores de precisão, amplificadores com baixo OFFSET e alto CMRR, derivação de três eletrodos, filtros ativos de 2ª ordem, filtros digitais e outras diversas soluções para minimizar custos e maximizar a qualidade do dispositivo.

Na etapa 2, foi desenvolvida em conjunto com a etapa 1, essa etapa permitiu encontrar uma derivação de três eletrodos, que minimiza componentes do *hardware* e que fornece uma precisão necessária para a proposta. A Figura 29 ilustra a derivação utilizada.



Figura 29 – Derivação do projeto.
Fonte: hrwproject.com

A fonte de alimentação, para fornecer energia para o dispositivo, foi desenvolvido na etapa 3. Essa fonte necessita atender algumas características, para suprir as necessidades dos componentes do *hardware*. As características são: Fonte simétrica, tensão de 9v e alimentação por baterias. Atendendo essas características, foi desenvolvido a fonte de alimentação ilustrada na Figura 30.

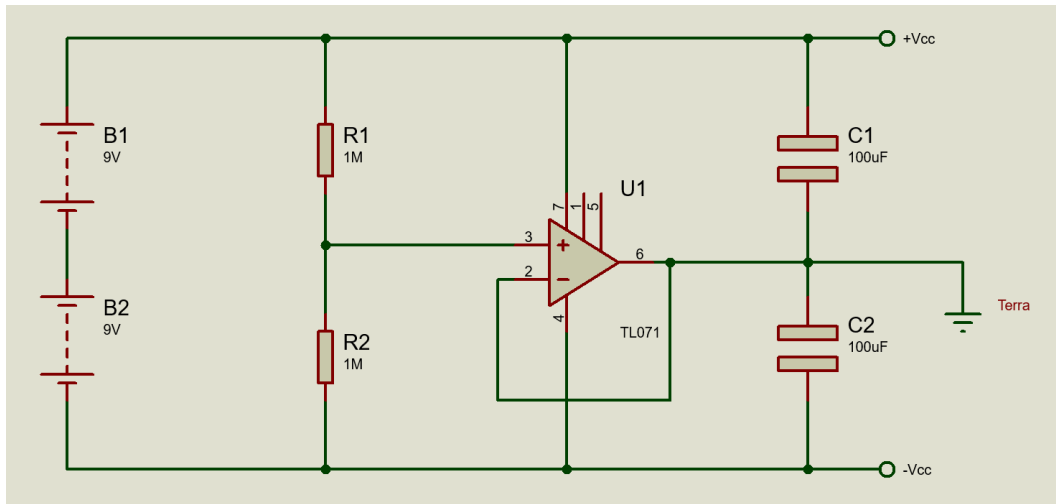


Figura 30 – Fonte de Alimentação simétrica.
Fonte: Autor.

A fonte de alimentação foi desenvolvida utilizando baterias de 9V em série, aplicadas a um divisor de tensão, que utiliza resistências iguais, para gerar tensões simétricas nos terminais. As extremidades do divisor de tensão, ou dos resistores, são conectados os terminais (+Vcc e -Vcc) e no centro é aplicado a entrada de um amplificador buffer. O amplificador nesse modo é agregado ao circuito, no intuito de minimizar as dependências resistivas, entre os resistores, do divisor de tensão e a carga alimentada pela fonte.

A saída do amplificador buffer, é conectada ao terra do circuito e a dois capacitores, que são ligados, cada um, em um terminal de polaridade diferente da fonte. Os capacitores conectados nessa configuração, são designados minimizar possíveis variações de tensão.

A Figura 31 ilustra o gráfico da tensão dissipada, em função da carga aplicada na fonte e a Figura 32 ilustra o gráfico da diferença de tensão, entre os terminais, em função da carga.

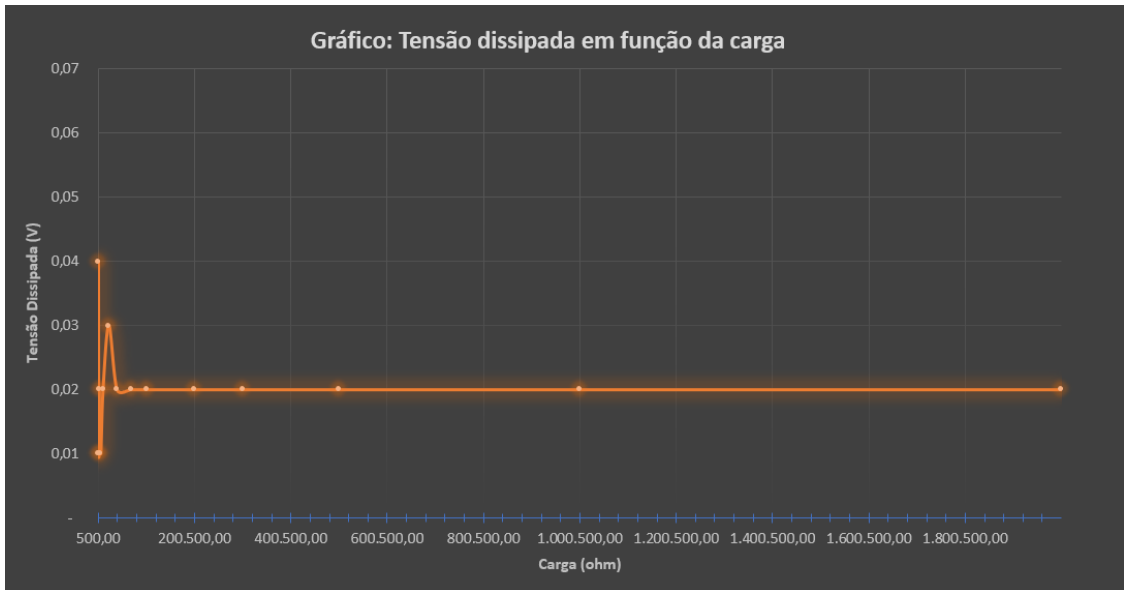


Figura 31 – Gráfico da tensão dissipada em função da carga.
Fonte: Autor.

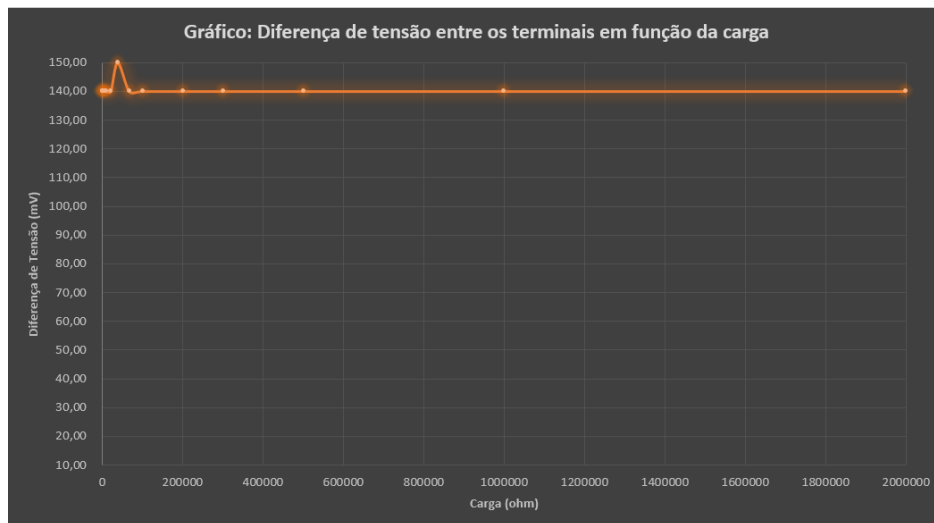


Figura 32 – Gráfico da diferença de tensão em função da carga.
Fonte: Autor.

Os gráficos descritos nas Figuras 31 e 32, apresentam poucas variações em relação a carga, essa linearidade nos dois gráficos, indica a simetria e a qualidade da fonte desenvolvida, atendendo as necessidades propostas para a fonte.

Além da fonte de alimentação simétrica, os amplificadores e filtros, foram desenvolvidos durante a etapa 3. A Figura 33 ilustra o circuito desenvolvido.

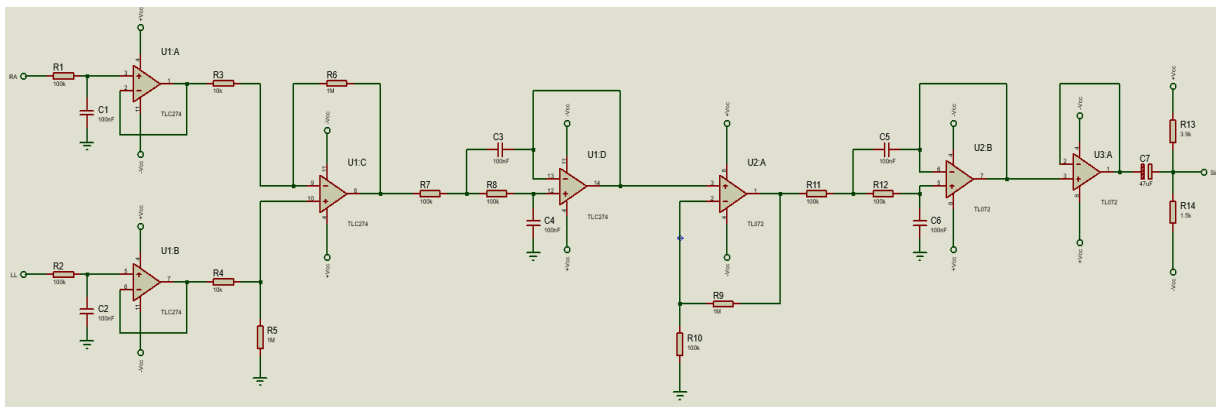


Figura 33 – Amplificadores e filtros.
Fonte: Autor.

Esse módulo é composto por dois pares de filtros passa baixa, sendo eles, dois passivos de primeira ordem e dois ativos de segunda ordem. A utilização dessa quantidade de filtros, está diretamente ligado, a necessidade de atenuar, ou mesmo, excluir os ruídos e interferências, oriundas da rede elétrica, que causam anomalias, com frequência próxima a 60 Hertz. A correção, necessita de filtros adequados, com frequência de corte inferior a 60Hz, para realizar a filtragem.

Os primeiros pares de filtros, são os passivos de primeira ordem, e estão ligados diretamente aos cabos, que são conectados aos eletrodos. Esse filtro trabalha com o menor sinal desse módulo, sendo responsável pela a parte mais crítica do módulo. A Figura 34 ilustra o filtro e os valores utilizados.

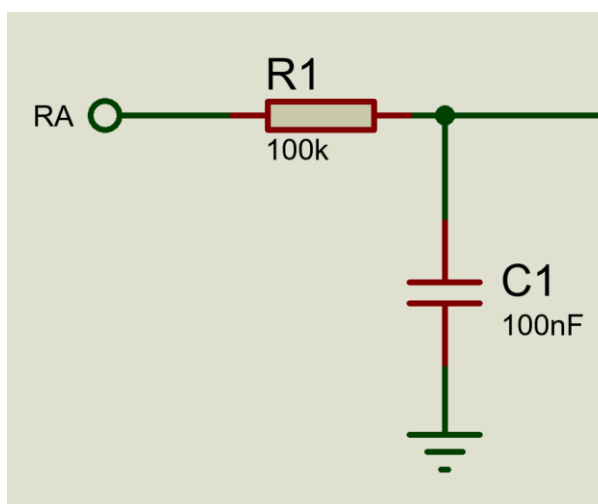


Figura 34 – Filtro passa-baixa, passivo e de 1ª ordem.
Fonte: Autor.

A equação 30 descreve o cálculo de frequência de corte do filtro da Figura 34.

$$F = \frac{1}{2 * \pi * R * C} = \frac{1}{2 * \pi * 10^5 * 10^{-7}} = 15,915 \approx 16 \text{ Hz} \quad (30)$$

Os filtros mais precisos no projeto, são os de segunda ordem ativos, que influenciam significativamente na qualidade do dispositivo. A Figura 35 ilustra o filtro e os valores utilizados.

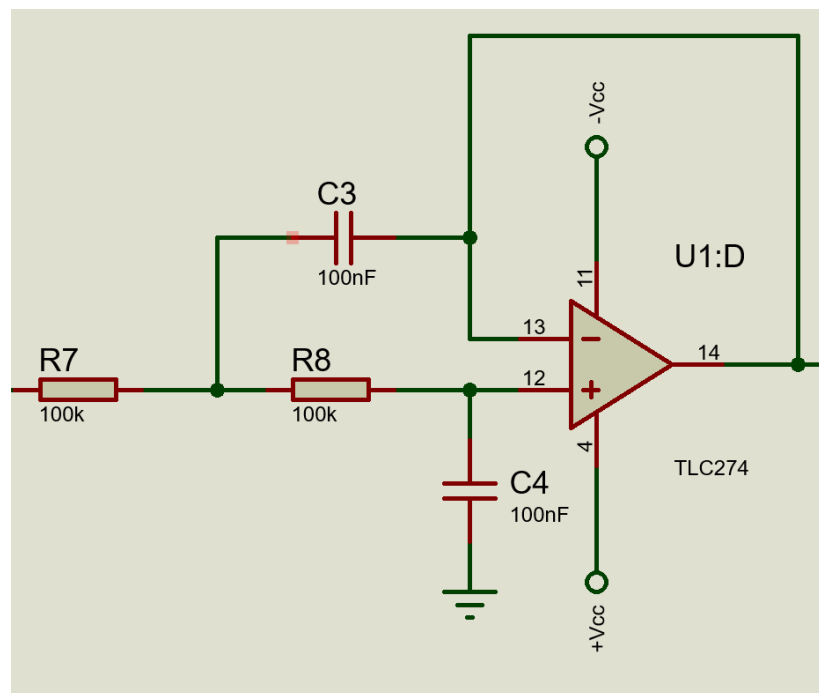


Figura 35 – Filtro passa-baixa, ativo e de 2ª ordem.
Fonte: Autor.

A equação 31 descreve o cálculo de frequência de corte do filtro da Figura 35.

$$F = \frac{1}{2 * \pi * R * C} = \frac{1}{2 * \pi * 10^5 * 10^{-7}} = 15,915 \approx 16 \text{ Hz} \quad (31)$$

A frequência de ambos os filtros, atingiram a frequência de corte de 16 Hz, satisfazendo as necessidades do projeto, pois atingiram frequências inferiores a 60 Hz, possibilitando a filtragem de ruídos da rede elétrica.

Este módulo além de ser composto por filtros, é composto por amplificadores, que permitem à amplificação de tensão e corrente dos sinais, permitindo a manipulação

de sinais de baixa intensidade. A amplificação desses estágios, devem alcançar uma amplificação de corrente mínima e uma amplificação de tensão de mil vezes, sendo dividido pelos estágios, afim evitar saturações. O dispositivo conta com cinco estágios de amplificação, sendo três buffers, um subtrator e um amplificador não inversor.

Os estágios de amplificação buffer, estão presentes em pontos significativos do dispositivo, com o intuito de manter a mesma tensão elétrica e amplificar a corrente elétrica do sinal cardíaco. Esses estágios estão presentes: Na entrada do modulo, adjunto dos primeiros filtro, e na saída do circuito. A Figura 36 destaca esses amplificadores.

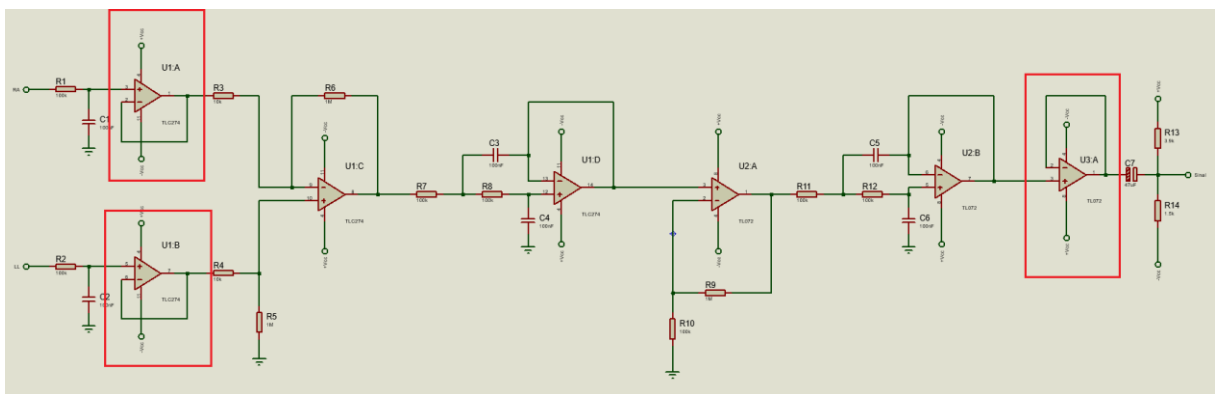


Figura 36 – Amplificadores Buffers.
Fonte: Autor.

O estagio de amplificação subtratora, é um dos estagio mais importantes do dispositivo, pois subtrai os potenciais dos eletrodos, gerando os sinais cardíacos. Esse estágio apresenta amplificação de tensão e de corrente, permitindo a perpetuação do sinal com uma alta qualidade. A Figura 37 ilustra o estágio descrito.

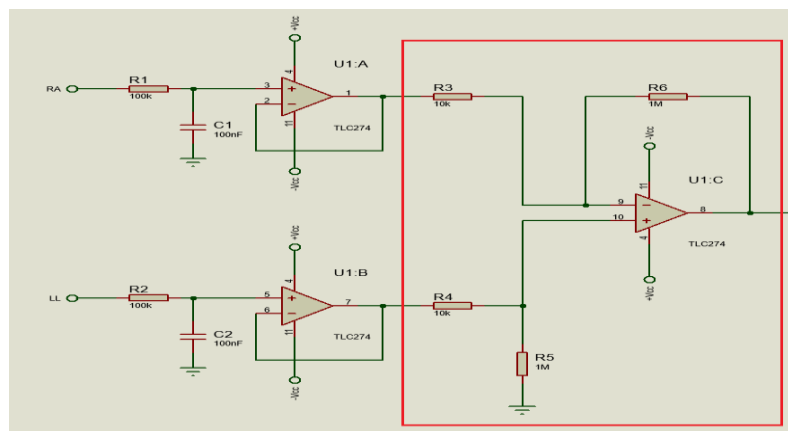


Figura 37 – Amplificador Subtrator.
Fonte: Autor.

A equação 32 descreve o cálculo do ganho do amplificador da Figura 37.

$$G = \frac{R_2}{R_1} = \frac{10^6}{10^4} = 100 \quad (32)$$

O estágio de amplificação não inversora, tem por função, amplificar o sinal oriundo do primeiro filtro ativo, permitindo aumentar o sinal, afim de atingir a meta de amplificação de tensão. A Figura 38 ilustra o amplificador descrito.

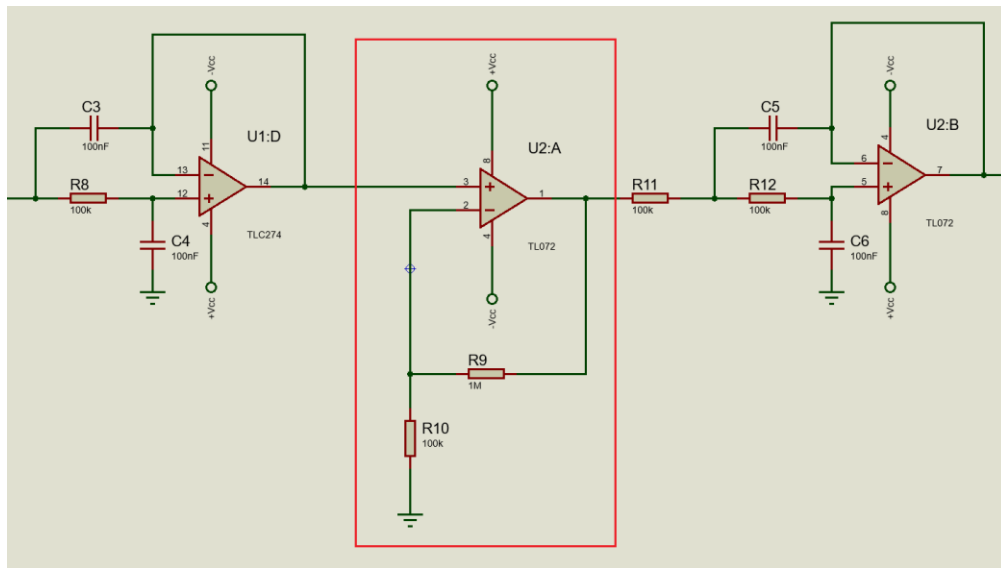


Figura 38 – Amplificador não inversor.
Fonte: Autor.

A equação 33 descreve o cálculo do ganho do amplificador da Figura 37.

$$G = \frac{R_2}{R_1} + 1 = \frac{10^6}{10^5} + 1 = 11 \quad (33)$$

A combinação dos dois estágio de amplificação, permiti alcançar a amplificação teórica de 1100 vezes, alcançando a amplificação mínima de 1000 vezes e tornando o sinal operacional. Após os estágios de amplificação e de filtragem, existe o estágio de offset, que tem por função, elevar o sinal acima da referência, para que o microcontrolador consiga realizar a amostragem do sinal. A Figura 39 ilustra o estágio de offset.

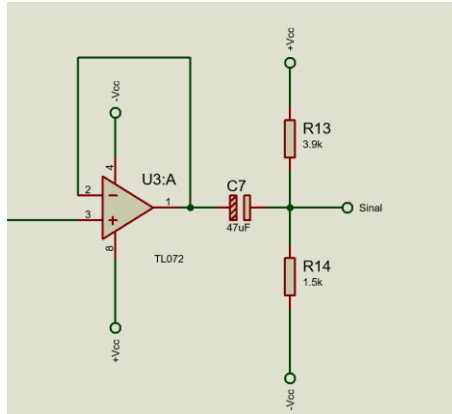


Figura 39 – Estágio de offset.
Fonte: Autor.

A Figura 40, exibi o sinal sem nenhuma interferência do circuito.

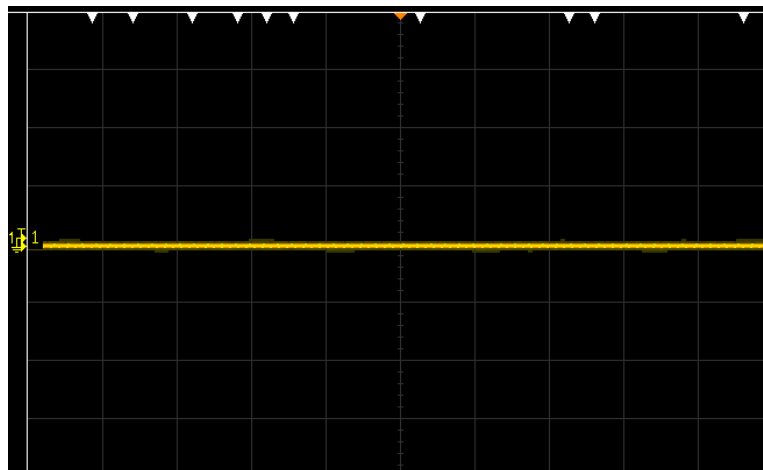


Figura 40 – Sinal cardíaco sem amplificação.
Fonte: Autor.

A Figura 41, exibi o sinal após os primeiros filtros, amplificador buffer e amplificador subtrator.

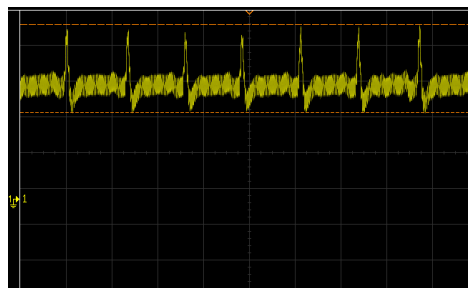


Figura 41 – Sinal cardíaco após o subtrator.
Fonte: Autor.

A Figura 42, exibi o sinal após o primeiro filtro ativo.



Figura 42 – Sinal cardíaco após o primeiro filtro ativo.
Fonte: Autor.

A Figura 43, exibi o sinal obtido no final do circuito.



Figura 43 – Sinal cardíaco após o segundo filtro ativo.
Fonte: Autor.

A sequência das Figuras 40 a 43, exibem o trabalho aplicado sobre o sinal em diversos estagios do circuito. A análise visual do sinais obtidos, indica boa aproximação do sinal obtido, com o sinal cardíaco visado, presente na Figura 27.

A etapa 4, foi responsável pelo desenvolvimento do módulo 3, que representa o modulo da controladora. A Figura 44 ilustra o circuito da controlado.

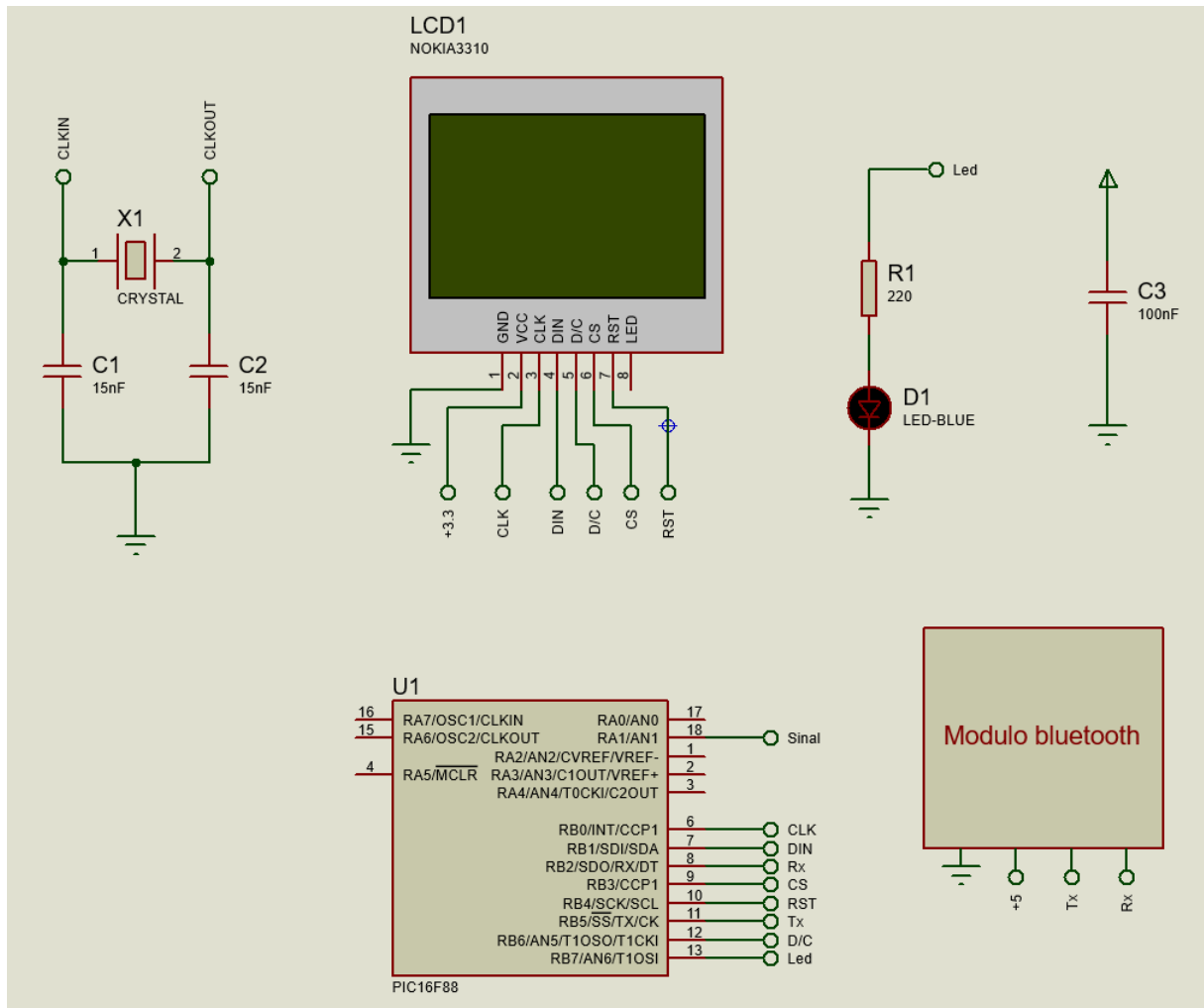


Figura 44 – Controladora.
Fonte: Autor.

O microcontrolador utilizado foi o PIC16f88, utilizando uma porta analógica, duas de comunicação e seis digitais, sendo cinco para manipular o LCD e uma para acende o LED.

O LCD utilizado foi o NOKIA3310, pois apresenta baixa tensão de alimentação e baixo consumo de energia. Entre a alimentação do circuito é utilizado um capacitor de 100nF, como capacitor de desacoplamento, afim de diminuir interferências e ruídos,

oriundos da fonte. O cristal utilizado é um de 20 MHz, afim de aumentar a velocidade do microcontrolador e permiti uma amostragem mais precisa. O módulo bluetooth utilizado foi o HC-05, pois tem um consumo máximo de 35mA, quando está ápice do seu funcionamento.

A etapa 5, foi responsável pela elaboração do aplicativo para Android, e foi desenvolvido no Android Studio, utilizando a linguagem Java. A Figura 45 exhibi a tela inicial do aplicativo.



Figura 45 – Tela inicial do aplicativo.
Fonte: Autor.

A Figura 46 exhibi o sinal obtido no aplicativo, esse sinal passou pelo *hardware* e pelos filtros digitais e a autocalibrarem.



Figura 46 – Sinal obtido no aplicativo.
Fonte: Autor.

O ponto vermelho na Figura 46, ilustra a tensão elétrica naquele ponto e demonstra a funcionalidade do aplicativo de marcar pontos sobre o sinal, afim de otimizar o trabalho de medição e acelerar o resultado do diagnóstico.

A etapa 6, é responsável por desenvolver o servido web, o banco de dados e a interface gráfica do site. A Figura 47 ilustra a interface gráfica do site.



Figura 47 – Sinal obtido no site.
Fonte: Autor.

O servidor utilizado permite utilizar as linguagens HTML5, PHP e Javascript, e de banco de dados Mysql. A conexão do servidor foi por meio do *File Transfer Protocol (FTP)*. Essas características do servidor permitiu o desenvolvimento dos três módulos de 5 ao 7.

O banco de dados, apresenta uma tabela e quatro linhas, para o armazenamento das informações do sinal e do paciente a ser analisado.

A Figura 48 ilustra o circuito desenvolvido, na protoboard.

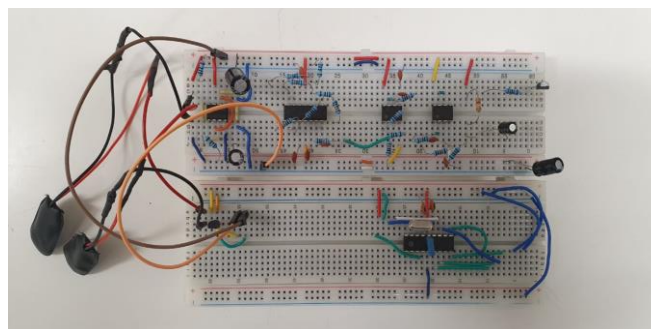


Figura 48 – Circuito na protoboard.
Fonte: Autor.

O circuito está posicionado de forma espaçada ocupando muito espaço, mas quando for colocado em uma placa de circuito impresso o mesmo pode atingir as dimensões de 10 cm de comprimento, 5 cm de largura e 3 cm de altura.

Utilizando um eletrocardiógrafo profissional foi possível obter os dados descritos na Figura 49.

Onda	Eletrocardiógrafo Profissional	Dispositivo proposto	Erro absoluto	Erro relativo
P	0,40mV	0,50mV	0,10mV	25%
Q	-0,20mV	-0,21mV	0,01mV	5%
R	2,69mV	2,71mV	0,02mV	0,7%
S	-0,52mV	-0,52mV	0,00mV	0%
T	0,70mV	0,79mV	0,09mV	12,86%

Figura 49– Níveis de tensão do sinal.
Fonte: Autor.

Os dados descrevem a precisão do dispositivo em relação a um equipamento profissional, os erros obtidos estão baixos, e de acordo com a proposta do projeto.

5. CONCLUSÃO

A medicina acompanhando os avanços tecnológicos, desenvolveu a telemedicina, que permite a utilização de equipamentos tecnológicos, com o intuito de realizar atendimentos a distância e melhorar o atendimento médico em comunidades carentes.

Os recursos tecnológicos, nessa pesquisa, foram agregados para a construção de um eletrocardiógrafo, de baixo custo e portátil, que pode ser utilizado nos programas telemedicina, para o atendimento de pacientes, facilitando o acesso desse dispositivo a comunidades longínquas e desprovidas de recursos.

O equipamento desenvolvido, apresentou erros inferiores a 25%, atingindo objetivo principal proposto no início da pesquisa. Apesar de o dispositivo ter atingido as metas da pesquisa, o mesmo pode ser melhorado. As propostas para projetos futuros é utilizar uma Gaiola de Faraday (malha eletroestática) sobre o dispositivo, diminuir o consumo e melhorar precisão do dispositivo utilizando amplificadores de instrumentação, utilizar baterias integradas e utilizar mais filtros digitais e menos analógicos.

REFERÊNCIAS

- BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância em Saúde. Saúde Brasil 2011: uma análise da situação de saúde e a vigilância da saúde da mulher. Brasília, 2012. Disponível em: <http://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/saude_brasil_2011.pdf>. Acesso em: 03 jul. 2019.
- BOYLESTAD, Robert L.; NASHELSKY, Louis. Electronic Devices and Circuit Theory. 8. th. New Jersey: Prentice Hall, 2001. p. 609 – 611.
- Conselho Federal de Medicina (CFM - Brasil). RESOLUÇÃO CFM nº 1.643/2002. Disponível em: <<https://sistemas.cfm.org.br/normas/visualizar/resolucoes/BR/2002/1643>>. Acesso em: 03 jul. 2019.
- Conselho Federal de Medicina (CFM - Brasil). Resolução CFM nº 2.228/2019. Disponível em: <http://www.in.gov.br/materia/-/asset_publisher/Kujrw0TZC2Mb/content/id/65864894>. Acesso em: 03 jul. 2019.
- Coração. Portal Educação, São Paulo. Disponível em: <<https://www.portaleducacao.com.br/conteudo/artigos/enfermagem/coracao/1708>>. Acesso em: 03 jul. 2019.
- Doenças cardiovasculares. Organização Mundial de Saúde (OMS) e Organização Pan-Americana de Saúde (OPAS). Brasília, 2017. Disponível em: <https://www.paho.org/bra/index.php?option=com_content&view=article&id=5253:doencas-cardiovasculares&Itemid=1096>. Acesso em: 03 jul. 2019.
- FRIEDMAN, Antonio Américo. Eletrocardiograma em 7 aulas: temas avançados e outros métodos. 2. ed. São Paulo: Manole, 2016. p. 3-11.
- GARCIA, Gilvan Antônio; ALMEIDA, José Luiz Antunes. Sistemas eletroeletrônicos: dispositivos e aplicações. 1. ed. São Paulo: Érica, 2014. p. 125 – 130.
- Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. Pesquisa Nacional de Saúde 2013: percepção do estado de saúde, estilos de vida e doenças crônicas - Brasil, Grandes Regiões e Unidades da Federação [Internet]. Rio de Janeiro: Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística; 2014. Disponível em: <ftp://ftp.ibge.gov.br/PNS/2013/pns2013.pdf>. Acesso em: 03 jul. 2019.
- JÚNIOR, Antonio Pertence. Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos. 8. ed. Porto Alegre: Bookman, 2015. p. 03 – 06.
- NILSSON, James W.; RIEDEL, Susan A. Electric Circuits. 10. ed. New Jersey: Pearson, 2014. p. 159 – 161.
- RIERA, Andrés Ricardo Pérez; UCHIDA, Augusto. Eletrocardiograma: teoria e prática. ed. São Paulo: Manole, 2011. p. 1 – 5.
- SZWARCOWALD, C. L.; SOUSA-JÚNIOR, P. R. B.; DAMACENA, G. N. Socioeconomic inequalities in the use of outpatient services in Brazil according to health care need: evidence from the World Health Survey. BMC Health Services Research volume 10, Article number: 217 (2010). Disponível em: <<https://bmchealthservres.biomedcentral.com/articles/10.1186/1472-6963-10-217>>. Acesso em: 03 jul. 2019.
- THALER, Malcolm S. The Only EKG Book You'll Ever Need. 7. ed. USA: LWW, 2012. p. 10 - 16.
- WOLF, A. S. (2004). *O CORAÇÃO E A ATIVIDADE ELÉTRICA CARDÍACA*. Disponível: <http://www2.dbd.puc-rio.br/pergamum/tesesabertas/0210429_04_cap_02.pdf>. Acesso em: 03 jul. 2019.