



Universidade Federal
de Campina Grande



UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE ENGENHARIA ELÉTRICA E INFORMÁTICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

IANCA ROCHA FERREIRA

FILTROS ANALÓGICOS ATIVOS PARA SINAIS ECG

Campina Grande, PB
2019

IANCA ROCHA FERREIRA

FILTROS ANALÓGICOS ATIVOS PARA SINAIS ECG

*Trabalho de Conclusão de Curso submetido à
Unidade Acadêmica de Engenharia Elétrica da
Universidade Federal de Campina Grande,
como parte dos requisitos necessários para
obtenção do grau de Bacharel em Ciências no
domínio da Engenharia Elétrica.*

Área de Concentração: Instrumentação Eletrônica

Professor Raimundo Carlos Silvério Freire, D. Sc.

Universidade Federal de Campina Grande
Orientador, UFCG

Campina Grande, PB
2019

Dedico esse trabalho a mainha, que nunca
deixou de me incentivar a conquistar os meus
sonhos.

AGRADECIMENTOS

Inicialmente gostaria de agradecer a minha mãe, Tita, que abraça todos os meus sonhos como se fossem dela e faz de tudo para que eles se tornem realidade. Obrigada mainha, por me dar colo quando precisei, por me apoiar em cada ideia nova, por me fazer acreditar que era capaz de tudo, mesmo existindo inúmeras dificuldades no caminho. Obrigada por renunciar tantas coisas e por trabalhar incansavelmente para que eu concluísse minha graduação. Nós conseguimos!

Agradeço a minha irmã Lais, meu maior exemplo de amor no mundo. Obrigada por existir minha irmã, o mundo é infinitamente melhor com você!

Agradeço também a Jaque, por todo carinho, preocupação, empatia e amor.

Agradeço as minhas tias Jorgina, Cristina e Nádia, a minha avó Esther, minha irmã Lavínia e ao meu Tio Eduardo, minha família de coração, que todos os dias me provam que o amor não depende de laços sanguíneos. Obrigada por todo apoio, incentivo, amor e cuidado. Eu sou sortuda por tê-los na minha vida!

Ao meu padrasto Elenilson, meu exemplo de generosidade, que trouxe paz e alegria para nossa família. Obrigada, Drasto!

A minha avó Zelita, por sempre fazer com que me sentisse única e amada e ao meu avô Linde, por toda paciência com as minhas traquinagens.

Agradeço ao professor Raimundo Freire, por todos os ensinamentos nos anos de convivência no laboratório, pela confiança, pelas oportunidades, pela paciência e apoio constante. Foi uma honra ser orientada pelo senhor. Muito obrigada, Freire! Aos professores Gutemberg Júnior, Patrícia, Pedro Luiz e Jesualdo, por tamanha dedicação e amor ao ensino. Tenho uma gratidão enorme em ter sido aluna dos senhores.

Aos meus amigos Thiago, Jesney, Ariosto, Samuel, Stanley, Igor e Rafaele, por tornarem meus anos em Campina mais leves e felizes. Agradeço especialmente a Mylena, Hélivio e Marcelly, sem vocês eu não teria conseguido chegar aqui. Obrigada pelo apoio nos momentos mais difíceis, por todos os momentos incríveis que vivenciamos juntos e por todas as pizzas que dividimos. Os amo com todo meu coração!

Ao meu tio Valdemar e meu grande amigo João Martinho, por todo apoio e confiança.

A Adail e Tchai, por todo apoio durante a graduação, vocês são maravilhosos!

Aos demais amigos e familiares, que contribuíram direta ou indiretamente, muitíssimo obrigada!

*We've all got both light and dark inside us.
What matters is the part we choose to act
on. That's who we really are.*
- Sirius Black

RESUMO

Neste trabalho foi desenvolvido um sistema de processamento de baixo custo para sinais de eletrocardiograma a partir de um módulo de filtros analógicos ativos. Esse sistema permitiu atenuar interferências no sinal elétrico proveniente do coração humano, possibilitando aos profissionais de saúde uma análise, diagnóstico e monitoramento mais exato do estado dos pacientes. Para tanto, foram desenvolvidas as expressões que definem os filtros elétricos, bem como foi feita a análise do comportamento para cada modelo de aproximação. Posteriormente, os filtros foram simulados a fim de verificar suas respostas em frequência considerando seus respectivos esquemáticos. Observou-se que para atenuação da interferência da rede elétrica, o filtro passa-baixas desenvolvido não apresentou atenuação necessária esperada, sendo assim tornou-se necessário o desenvolvimento de um filtro rejeita-faixa, ou *notch* na frequência da rede.

Palavras-chave: filtros elétricos, eletrocardiograma, tratamento de sinais.

ABSTRACT

In this work, a low-cost processing system for electrocardiogram signals was developed from an active analog filter module. This system allows to attenuate interferences that modify the electrical signal from the human heart, enabling health professionals to perform a more accurate analysis, diagnosis and monitoring of the patients' condition. Therefore, the expressions defining the electric filters were developed, along with the analysis of the behavior for each approximation model. The filters were simulated in order to verify their frequency responses and considering their respective schematics. It came into conclusion that, for the attenuation of the interference of the electrical power, the low-pass filter that was developed did not have the expected attenuation, consequently, it was necessary to develop the notch filter.

Keywords: electric filters, electrocardiogram, signal processing.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Derivações Eletrocardiográficas e triângulo de Einthoven.	2
Figura 2: Diagrama de blocos de um equipamento de eletrocardiograma.	3
Figura 3: Estrutura tradicional de um amplificador de instrumentação.	5
Figura 4: Classificação dos filtros ideais quanto a função executada.	7
Figura 5: Comportamento de um filtro passa-baixas de acordo com a ordem.	10
Figura 6: Comportamento do filtro passa-baixas de segunda ordem para três valores Q.	12
Figura 7: Comportamento de um filtro passa-altas de acordo com a ordem.	13
Figura 8: Comportamento do filtro passa-altas de segunda ordem para três valores Q.	14
Figura 9: Comportamento do filtro passa-faixa de segunda ordem para três valores Q.	16
Figura 10: Comportamento do filtro rejeita-faixa de segunda ordem para três valores Q.	18
Figura 11: Sistema de aquisição de ECG em que é destacado o bloco de filtros desenvolvido neste trabalho.	20
Figura 12: Esquemático do filtro passa-altas com valores calculados.	25
Figura 13: Esquemático filtro passa-baixas com valores calculados.	27
Figura 14 : Esquemático do circuito <i>notch</i> com os valores dos componentes.	28
Figura 15: Diagrama de Bode do filtro passa-altas para os valores teóricos.	29
Figura 16: Comparação entre o filtro passa-altas simulado com valores teóricos e o filtro passa-altas medido com valores dos componentes adaptados.	31
Figura 17: Diagrama de Bode do filtro passa-baixas para os valores teóricos.	32
Figura 18: Comparação entre o filtro passa-baixas simulado com valores teóricos e o filtro passa-baixa medido com valores dos componentes adaptados.	33
Figura 19: Simulação do filtro rejeita-faixa para aproximação de Butterworth.	34
Figura 20: Esquemático do circuito <i>notch</i>	35
Figura 21: Comparação entre o filtro <i>notch</i> simulado com valores teóricos e o filtro <i>notch</i> medido com valores dos componentes adaptados.	36
Figura 22: Esquemático do sistema completo com valores teóricos.	37
Figura 23: Resposta em frequência dos filtros com valores teóricos conectados.	37
Figura 24: Comparação entre o sistema completo simulado com valores teóricos e o sistema completo medido com valores dos componentes adaptados.	38

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Parâmetros do filtro passa-baixas de segunda ordem.	11
--	----

SUMÁRIO

1	Introdução.....	1
2	Fundamentação Teórica.....	4
2.1	Eletrocardiógrafo	4
2.2	Amplificador de Instrumentação.....	5
2.3	Filtros Elétricos.....	5
2.3.1	Características dos Filtros.....	6
2.3.2	Filtros Ativos e Passivos.....	8
2.3.3	Resposta em Frequência e Fase de Filtros	9
2.3.4	Topologias de Filtros	18
2.3.5	Classificação por Aproximação dos Filtros	18
3	Metodologia.....	19
3.1	Equipamento de ECG	20
3.2	Filtro Elétricos	20
3.2.1	Filtro Passa-Altas.....	22
3.2.2	Filtro Passa-Baixas	25
3.2.3	Filtro <i>Notch</i>	27
4	Resultados e Discussão.....	28
4.1	Filtro Passa-Altas	29
4.2	Filtro Passa-Baixas.....	31
4.3	Filtro <i>Notch</i>	33
4.4	Sistema Completo	36
5	Conclusão	39
	Referências	40
	Apêndice.....	41

1 INTRODUÇÃO

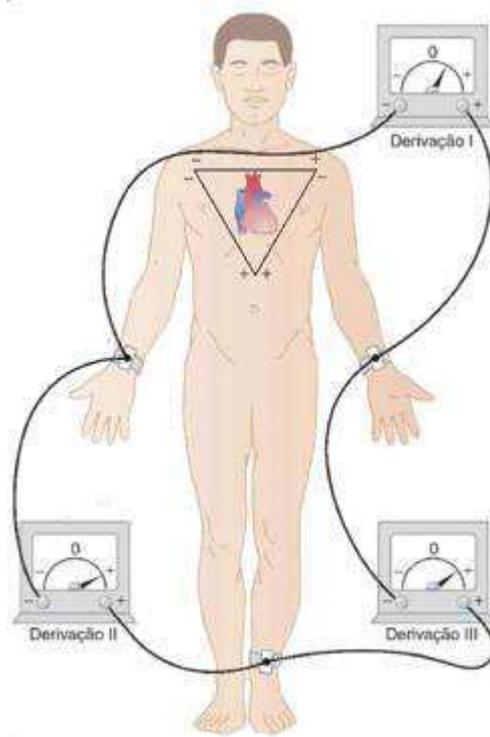
O sistema cardíaco é suscetível a danos por doenças cardíacas, resultando em sequências anormais de batimentos e contrações das câmaras cardíacas que na maioria das vezes afeta o bombeamento de sangue promovido pelo coração, podendo levar até a morte do paciente (GUYTON e HALL, 2011).

O diagnóstico de doenças cardíacas e monitoramento de pacientes acometidos por elas, mais conhecidos como cardiopatas, são realizados em sua quase totalidade pela medição de biopotenciais.

As medições de biopotenciais são realizadas a partir da tensão gerada pelos nervos e músculos, e envolvem níveis de tensão muito baixos, e, por conseguinte, são usados amplificadores e filtros para que os sinais não sofram interferência (MENEGAZZI, 2016).

Existem três derivações bipolares nos membros para medição do eletrocardiograma. Na derivação I tem-se o terminal negativo do eletrocardiógrafo conectado ao braço direito, e o terminal positivo ao braço esquerdo. Na derivação II o terminal negativo do eletrocardiógrafo é conectado ao braço direito, e o terminal positivo a perna esquerda. E por fim, na derivação III, o terminal negativo do eletrocardiógrafo é conectado ao braço esquerdo e o positivo à perna esquerda (GUYTON e HALL, 2011). O triângulo de Einthoven bem como as três derivações é exibido na Figura 1. Neste trabalho foi considerada a derivação I.

Figura 1: Derivações Eletrocardiográficas e triângulo de Einthoven.



Fonte: (GUYTON e HALL, 2011)

Segundo a lei de Einthoven, se o potencial de duas das três derivações forem conhecidos em determinado momento, o potencial da terceira pode ser determinado matematicamente pela soma das duas primeiras (GUYTON e HALL, 2011).

No Brasil, as doenças cardiovasculares apresentam impacto importante na mortalidade, na morbidade e nos custos de internação e de seguimento ambulatorial. Quase 20% de todo valor gasto em internações no Sistema Único de Saúde (SUS) é decorrente de doenças cardiovasculares (JR., TIMERMAN e STEFANINI, 2009).

Apesar dos avanços já obtidos na área de equipamentos hospitalares, ainda existe uma grande dificuldade de acesso aos mesmos, devido aos seus altos valores comerciais. Sendo assim, é proposto neste trabalho um sistema de processamento de baixo custo de sinais de eletrocardiograma (ECG) composto por um módulo de filtros analógicos ativos, que seja compacto, possibilitando que futuramente um equipamento completo de medição e processamento seja desenvolvido. Também se espera que seja uma solução com custo comercial reduzido e com o menor número de componentes possível.

Tipicamente, a faixa de frequências do sinal ECG vai de 0,05 a 100 Hz (TOMPKINS, 2000). Porém as medições costumam ser realizadas na faixa de 0,04 a 50 Hz, já que sinais acima de 50 Hz podem ser considerados como ruído provenientes do

próprio corpo ou de interferências externas. Dessa forma, o sistema precisa realizar atenuações fora dessa faixa de valores, já que qualquer sinal fora dessa faixa pode ser considerado como ruído, como foi dito anteriormente, podendo alterar os resultados a serem analisados pela equipe de saúde. Outro ponto importante é a interferência causada pela rede elétrica no sinal, em torno de 60 Hz. Sendo assim, é importante inserir uma etapa de tratamento específica para essa interferência. Para isso o sistema proposto neste trabalho é composto por três filtros elétricos, um passa-altas e um passa-baixas em cascata, formando um filtro passa-faixa, e um filtro *notch*, ou rejeita-faixa para atenuação do sinal interferente da rede elétrica.

O filtro passa-altas atenua frequências abaixo da menor frequência da faixa referida, ou seja, 0,04 Hz enquanto o filtro passa-baixas atenua frequências acima da maior frequência da faixa, no caso 50 Hz. O filtro rejeita-faixa atua atenuando frequências em torno de 60 Hz.

Na Figura 2 pode ser visto o diagrama de blocos referente a um eletrocardiógrafo.

Figura 2: Diagrama de blocos de um equipamento de eletrocardiograma.



Fonte: Elaborado pela autora.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Serão discutidos nesta seção, os principais aspectos teóricos relacionados aos filtros elétricos e alguns conceitos importantes sobre medições de biopotenciais e sistema cardíaco humano, que possibilitem obter o sinal na faixa de frequência desejada e livre de interferências a ser utilizado neste trabalho. Também serão apresentadas ferramentas matemáticas para determinação dos principais parâmetros inerentes aos filtros elétricos.

2.1 ELETROCARDIOGRAFO

No mercado já estão disponíveis eletrocardiógrafos, equipamentos que realizam o exame de eletrocardiograma. Ainda assim, são poucos os centros de atendimento médico públicos que dispõem desse equipamento.

O eletrocardiograma é o exame responsável por avaliar o ritmo dos batimentos cardíacos. Ele que também é conhecido como ECG é bastante requisitado pelos médicos, pois permite identificar problemas e deficiências cardíacas que podem ser fatais se não diagnosticadas com antecedência (JORGE, 2017).

É por meio desse exame que se torna possível verificar a frequência e os primeiros sinais de falhas cardíacas. A atividade elétrica do coração é captada pelos eletrodos colocados nas pernas e próximos aos punhos do paciente e a transmite para o aparelho que, por sua vez, registra esta atividade em gráficos. Para uma correta avaliação das condições cardíacas do paciente, é imprescindível que o equipamento possua uma alta resolução de imagem (JORGE, 2017).

Com uma grande demanda por ECG, as clínicas médicas precisam investir em bons equipamentos. Esta é uma questão que pode interferir diretamente na qualidade do exame, do laudo médico e, por consequência, no diagnóstico e tratamento correto da doença (JORGE, 2017).

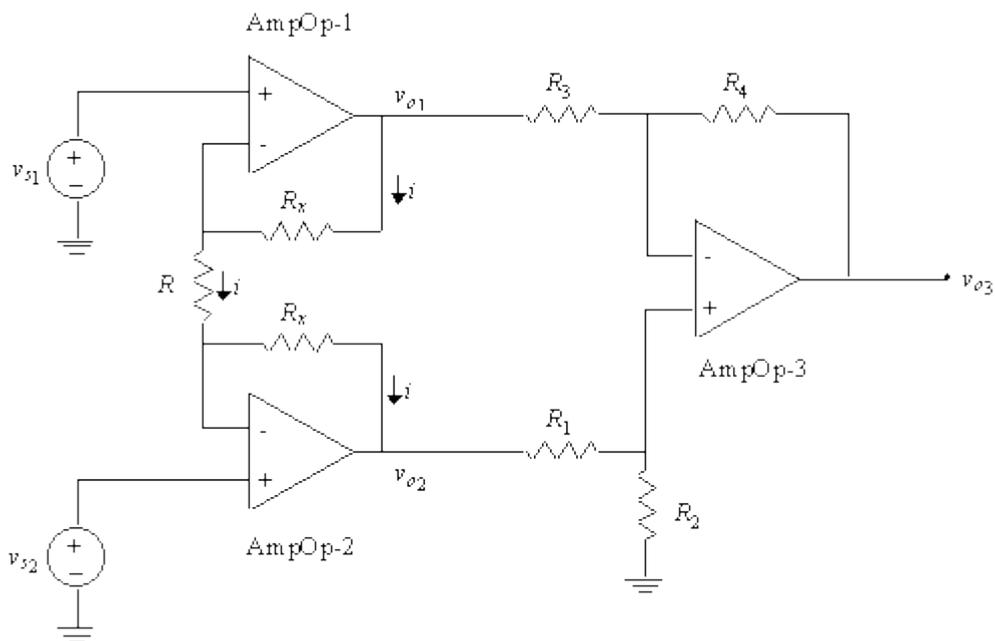
O diagrama de blocos de um eletrocardiograma é composto pelos cinco estágios apresentados na Figura 2. Depois de coletado o sinal a partir da conexão dos eletrodos ao paciente, como exposto na Figura 1, esse sinal passa pelo amplificador de instrumentação. Junto ao sinal de saída do amplificador de instrumentação estão presentes ruídos e estes podem distorcer significativamente o sinal coletado.

2.2 AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO

O amplificador de instrumentação é o primeiro estágio do eletrocardiógrafo, acoplado diretamente aos eletrodos que são conectados ao paciente. Para o modelo de derivação I apresentado anteriormente, o amplificador de instrumentação é responsável por realizar a diferenciação entre os sinais coletados do braço direito e do braço esquerdo, já que o eletrodo conectado a perna esquerda atua como referencial bem como é responsável por dar um ganho ao sinal.

A estrutura convencional de um amplificador de instrumentação pode ser vista na Figura 3. O ganho pode ser controlado a partir da alteração do resistor R .

Figura 3: Estrutura tradicional de um amplificador de instrumentação.



Fonte: Notas de aula UFRGS.

2.3 FILTROS ELÉTRICOS

Um filtro elétrico é um quadripolo capaz de atenuar determinadas frequências do espectro do sinal de entrada e permitir a passagem das demais (PERTENCE JÚNIOR, 1988).

A necessidade de uso de filtros elétricos em instrumentação biomédica se dá pelo fato de os sinais emitidos pelo corpo humano sofrerem interferências externas ou provenientes do próprio corpo, que podem acarretar na distorção desse sinal. Neste caso, o filtro age atenuando essa interferência.

Os filtros analógicos podem ser caracterizados por possuírem componentes ativos ou passivos. Além disso, eles podem ser classificados quanto a sua resposta em frequência, podendo ser passa-baixas, passa-faixa, rejeita-faixa e passa-altas, bem como podem ser classificados quanto à aproximação utilizada, podendo ser Butterworth, Chebyshev ou Cauer (PERTENCE JÚNIOR, 1988).

Apesar de possuírem algumas limitações, que serão citadas posteriormente, os filtros ativos são muito úteis na área de instrumentação biomédica, na qual os equipamentos utilizados nas medições fazem frequentemente uso dos filtros ativos, principalmente quando precisam operar em baixas frequências (PERTENCE JÚNIOR, 1988).

2.3.1 CARACTERÍSTICAS DOS FILTROS

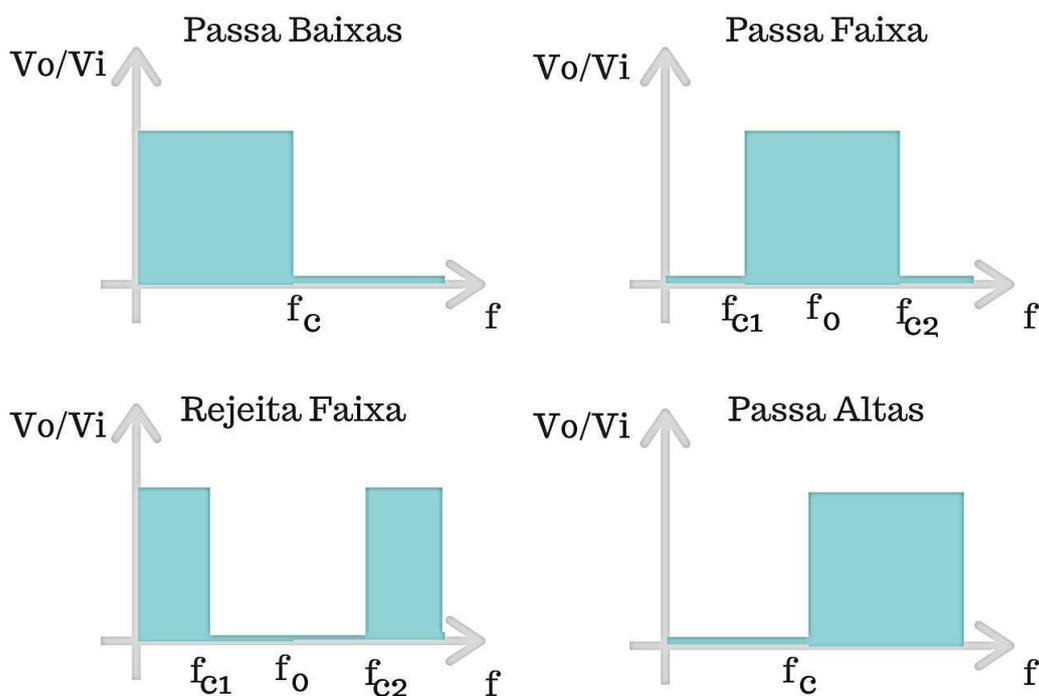
Um filtro elétrico do tipo passa-baixas ou do tipo passa-altas é formado por duas regiões de interesse: faixa de passagem e faixa de rejeição. Na faixa de passagem, é desejado que o sinal se mantenha inalterado ou minimamente atenuado, enquanto que na faixa de rejeição o sinal seja completamente atenuado. Contudo, para os filtros reais, isso ainda não é possível, por isso são definidos valores limites desejados para cada uma dessas faixas. Enquanto isso, o filtro passa-faixa é formado por uma faixa de passagem e duas faixas de rejeição, uma com frequência inferior a faixa de passagem e outra com frequência superior. Por fim, nos filtros rejeita-faixa são compreendidas duas faixas de passagem e uma faixa de rejeição, o oposto de um filtro passa-faixa (PERTENCE JÚNIOR, 1988).

Na faixa de passagem, define-se o limite máximo ao qual o sinal pode ser atenuado e a frequência máxima da faixa de passagem (f_s) em que esse comportamento será observado. Para a faixa de rejeição, define-se o limite mínimo ao qual o sinal pode ser atenuado e a frequência inicial da faixa de rejeição (f_c), que o sinal pode ser considerado parcialmente atenuado.

Outra característica importante é a ordem do filtro. Em termos físicos, a ordem de um filtro é dada pelo número de redes de atraso presentes em sua estrutura e quanto maior for a ordem de um filtro, mais sua resposta se aproximará das curvas ideais mostradas na Figura 4 (PERTENCE JÚNIOR, 1988).

Na Figura 4 é apresentada a resposta em frequência para os filtros ideais abordados neste trabalho. Essa resposta nos permite identificar a classificação do filtro quanto a função executada, ou seja, se ele corresponde a um passa-baixas, passa-altas, passa-faixa ou rejeita-faixa. Isso se justifica porque nesse gráfico é identificado qual a frequência de passagem e qual a frequência de corte e é a partir disso que pode ser feita a interpretação.

Figura 4: Classificação dos filtros ideais quanto a função executada.



Fonte: Adaptado de (PERTENCE JÚNIOR, 1988).

Outro conceito relevante acerca dos filtros elétricos é quanto a seletividade. Em alguns filtros é possível selecionar uma frequência específica, que pode ser atenuada ou não, em detrimento das demais componentes do espectro de frequência. Assim, no filtro passa-faixa apenas uma componente de frequência é selecionada e as demais atenuadas. Um comportamento dual é observado no filtro rejeita-faixa em que uma componente é

atenuada, enquanto é permitida a passagem das demais frequências. (PERTENCE JÚNIOR, 1988). Essa característica está diretamente associada ao fator de qualidade de um filtro. Já que o fator de qualidade é o parâmetro que avalia o desempenho de um filtro, sendo mais perceptível no filtro passa-faixa. Essas afirmações serão detalhadas posteriormente nesse relatório.

Segundo (SILVA e FREIRE, 2015) um filtro analógico pode ser descrito pela equação (1), com $n \leq m$:

$$H(s) = \frac{a_0 + a_1s + a_{n-1}s^{n-1} + \dots + a_n s^n}{b_0 + b_1s + b_{m-1}s^{m-1} + \dots + b_m s^m} \quad (1)$$

Na qual $a_0, a_1, \dots, a_n, b_0, b_1, \dots, b_m$ determinam as características do filtro e também dependem dos valores dos componentes físicos do circuito como resistores, capacitores etc.

2.3.2 FILTROS ATIVOS E PASSIVOS

Os filtros podem ser classificados quanto a tecnologia empregada na sua construção. Eles podem ser ativos ou passivos. Enquanto os filtros ativos fazem uso de amplificadores, os filtros passivos possuem apenas elementos reativos, como resistores, capacitores e indutores (PERTENCE JÚNIOR, 1988).

Os filtros ativos possuem algumas vantagens quando comparado aos filtros passivos, dentre elas está a possibilidade de amplificar o sinal de entrada, principalmente quando se trata de sinais de nível muito baixo. Outra vantagem a ser citada é a facilidade de projeto de filtros mais complexos através da associação em cascata de estágios simples. Por fim, filtros ativos não utilizam indutores, os quais são volumosos, pesados, tem valor comercial elevado e introduzem efeitos eletromagnéticos que comprometem as características desejadas do sinal (PERTENCE JÚNIOR, 1988).

Porém, é preciso levar em consideração que os filtros passivos não exigem fonte de alimentação e podem ser aplicados em sistemas de média e alta potência. (PERTENCE JÚNIOR, 1988).

2.3.3 RESPOSTA EM FREQUÊNCIA E FASE DE FILTROS

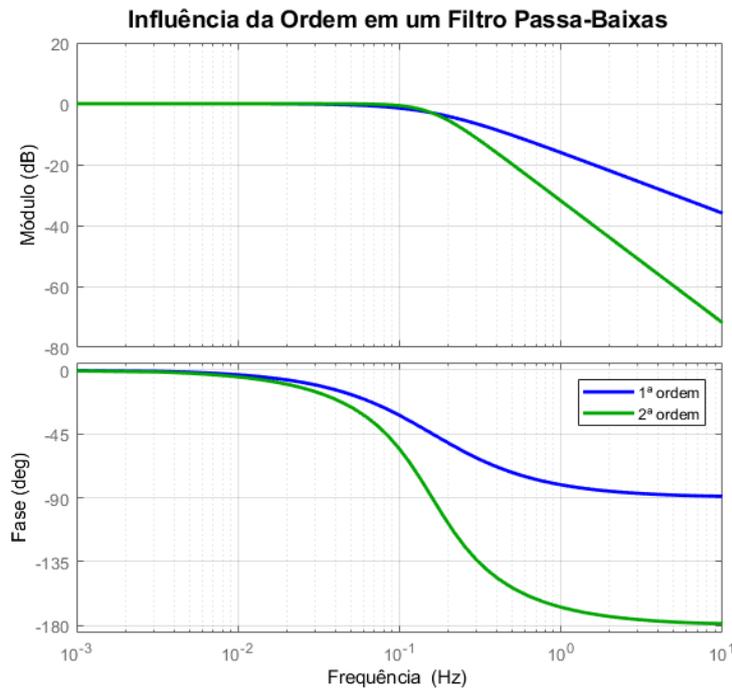
Como mencionado na seção 2.3.1, a resposta em frequência dos filtros nos permite considerar os quatro tipos abordados neste trabalho: passa-baixas, passa-altas, passa-faixa e rejeita-faixa.

As curvas apresentadas na Figura 4 correspondem ao ganho em função da frequência do sinal aplicado no filtro bem como o diagrama de fase de cada um deles (PERTENCE JÚNIOR, 1988).

2.3.3.1 FILTRO PASSA-BAIXAS

Nos filtros passa-baixas tem-se a passagem de frequências inferiores a frequência de corte, sendo as frequências superiores atenuadas (PERTENCE JÚNIOR, 1988). Nesse caso, foi realizada a análise da influência da ordem no filtro, para isso foi necessário comparar as respostas em frequência e de fase de dois filtros na mesma frequência de corte e ordens distintas. É apresentado na Figura 5, a comparação entre dois filtros passa-baixas, sendo um de primeira ordem e outro de segunda ordem.

Figura 5: Comportamento de um filtro passa-baixas de acordo com a ordem.



Fonte: Elaborado pela autora.

Dessa forma, a partir da observação dos gráficos da Figura 5, concluiu-se que para um o filtro passa-baixas de segunda ordem, a inclinação da curva na faixa de transição tanto na resposta em frequência quanto no gráfico de fase foi maior do que a observada para o filtro passa-baixas de primeira ordem, o que indica que o filtro de segunda ordem atenua as frequências de forma mais abrupta, estando mais próximo de um filtro ideal, do que o filtro passa-baixas de primeira ordem.

Sendo assim, dado essa vantagem apresentada pelo filtro de segunda ordem, fez-se uma análise matemática para o mesmo.

Segundo (DARYANANI, 1976) a equação característica para um filtro passa-baixas de segunda ordem é apresentada na expressão (2):

$$H(s) = \frac{V_o}{V_{in}} = \frac{b}{s^2 + as + b} = \frac{\omega_o^2}{s^2 + \left(\frac{\omega_o}{Q}\right)s + \omega_o^2} \quad (2)$$

Sendo o módulo dessa expressão apresentada na expressão (2.1) e a fase na expressão (2.2)

$$|H(j\omega)| = \frac{\omega_o^2}{\sqrt{(\omega_o^2 - \omega^2)^2 + \left(\frac{\omega_o\omega}{Q}\right)^2}} \quad (2.1)$$

$$\angle H = -\text{arc tg}\left(\frac{\omega_o\omega}{Q(\omega_o^2 - \omega^2)}\right) \quad (2.2)$$

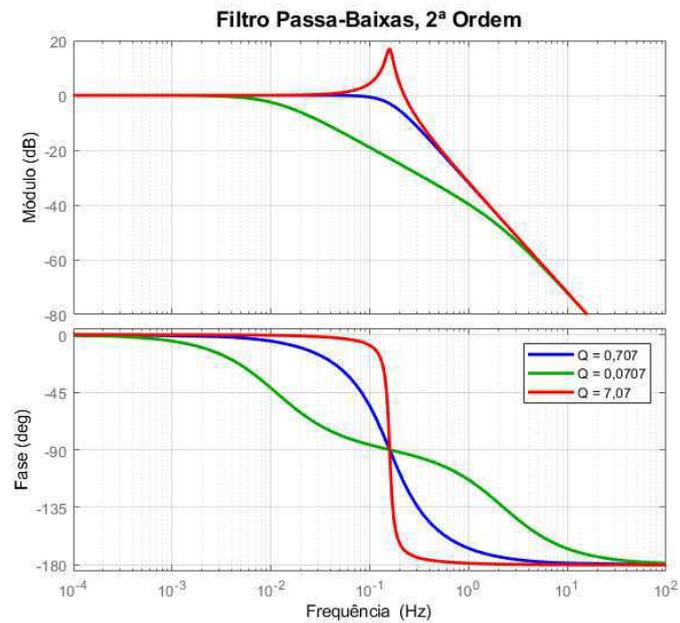
Analisando as expressões (2.1) e (2.2) é possível obter valores das assíntotas, de forma a ter um panorama de como o filtro de segunda ordem se comportará, como está apresentado na Tabela 1:

Tabela 1: Parâmetros do filtro passa-baixas de segunda ordem.

	$\omega \ll \omega_o$	$\omega = \omega_o$	$\omega \gg \omega_o$
$ H(j\omega) $	1	Q	$(\omega_o/\omega)^2$
$ H(j\omega) _{dB}$	0 dB	$20 \log Q$ dB	$40 \log \omega_o - 20 \log \omega$ dB
$\angle H$	0°	-90°	-180°

Para o filtro passa-baixas de segunda ordem, a frequência de corte pode não ocorrer em $\omega = \omega_o$. Para isso, é necessário observar qual a frequência em que $|H(j\omega)|_{dB} = -3$ dB. Sendo assim, é interessante observar que para essa frequência observada, a magnitude corresponde ao fator de qualidade Q . A partir da análise do diagrama de Bode da Figura 6, nota-se que para $\omega_o = 1$ rad/s, quanto maior for o fator de qualidade do filtro passa-baixas de segunda ordem, maior será o ganho observado em torno de ω_o . De forma análoga, é percebido que para valores muito menores que $1/\sqrt{2}$, o fator de qualidade apresenta uma maior atenuação em ω_o , que pode influenciar no desempenho esperado do filtro. Dessa forma, é interessante escolher valores de Q próximos a $1/\sqrt{2}$.

Figura 6: Comportamento do filtro passa-baixas de segunda ordem para três valores Q .



Fonte: Elaborado pela autora.

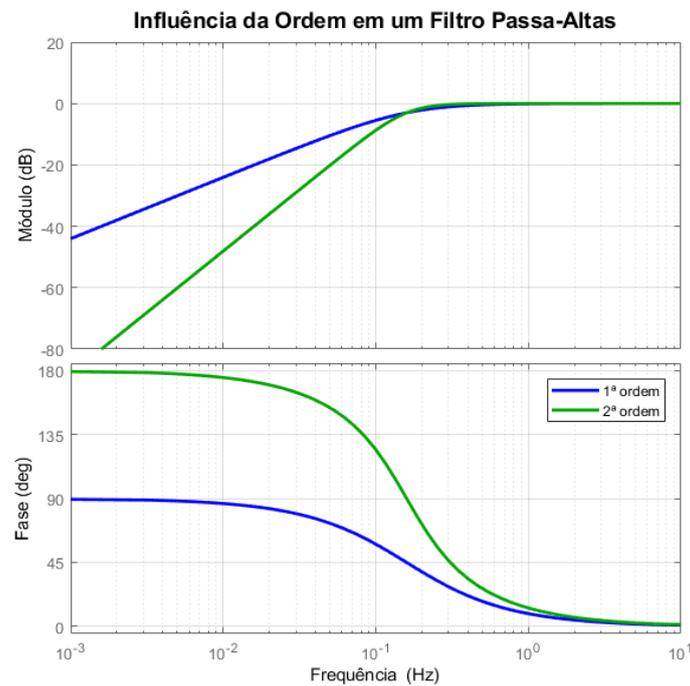
2.3.3.2 FILTRO PASSA-ALTAS

Nos filtros passa-altas, temos a passagem de frequências superior a frequência de corte, sendo as frequências inferiores a esta atenuadas (PERTENCE JÚNIOR, 1988).

Similar ao que foi feito para o filtro passa-baixas, foi analisado o comportamento do filtro passa-altas de acordo com a ordem.

O resultado pode ser visto na Figura 7.

Figura 7: Comportamento de um filtro passa-altas de acordo com a ordem.



Fonte: Elaborado pela autora.

Sendo assim, a partir dessa análise da Figura 7, fica claro que filtros elétricos com ordens maiores, representam uma maior seletividade em frequência, e por essa razão, essa análise não será replicada para os demais tipos de filtros. É relevante mencionar que não existem filtros passa-faixa ou rejeita-faixa de primeira ordem.

Porém, é importante levar em consideração que apesar de filtros de ordens superiores apresentarem uma maior seletividade em frequência, quanto maior a ordem de um filtro maior será a complexidade de implementação e a quantidade de elementos utilizados.

Para um filtro passa-altas de segunda ordem, segundo (DARYANANI, 1976) a equação que o representa é mostrada na expressão (4):

$$H(s) = \frac{V_o}{V_{in}} = \frac{s^2}{s^2 + as + b} = \frac{s^2}{s^2 + \left(\frac{\omega_o}{Q}\right)s + \omega_o^2} \quad (4)$$

Sendo o módulo da expressão (4) representado por (4.1) e a fase por (4.2):

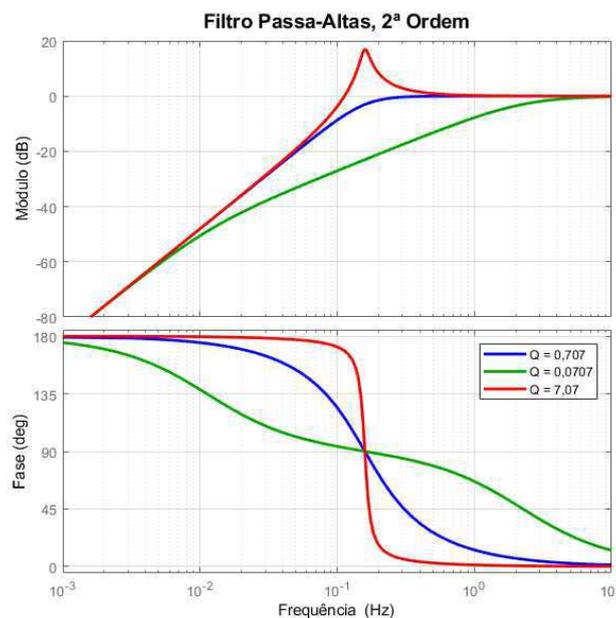
$$|H(j\omega)| = \frac{\omega^2}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + \left(\frac{\omega_0\omega}{Q}\right)^2}} \quad (4.1)$$

$$\angle H = 180^\circ - \text{arc tg} \left(\frac{\omega_0\omega}{Q(\omega_0^2 - \omega^2)} \right) \quad (4.2)$$

Novamente, a partir dos valores das assíntotas, podemos enfim analisar o comportamento do filtro passa-altas de segunda ordem para valores de fator de qualidade distintos.

Igualmente ao filtro passa-baixas de segunda ordem, o fator de qualidade Q irá interferir no desempenho do filtro, como observado no diagrama de Bode da Figura 8, em que para valores de $Q > 1/\sqrt{2}$, ocorreu um sobre-sinal, enquanto que para $Q < 1/\sqrt{2}$, o sinal sofreu uma atenuação maior. A obtenção da Figura 8 foi feita considerando $\omega_0 = 1 \text{ rad/s}$.

Figura 8: Comportamento do filtro passa-altas de segunda ordem para três valores Q .



Fonte: Elaborado pela autora.

Da mesma forma do filtro passa-baixas, é interessante escolher valores de Q próximos a $1/\sqrt{2}$.

2.3.3.3 FILTRO PASSA-FAIXA

Enquanto isso, nos passa-faixa, temos a passagem das frequências situadas numa faixa delimitada por uma frequência de corte superior e outra inferior. As frequências situadas abaixo da frequência de corte inferior e acima da frequência de corte superior são atenuadas (PERTENCE JÚNIOR, 1988).

Segundo (DARYANANI, 1976) a equação característica para um filtro passa-faixa de segunda ordem é apresentada na expressão (5):

$$H(s) = \frac{V_o}{V_{in}} = \frac{as}{s^2 + as + b} = \frac{\left(\frac{\omega_o}{Q}\right)s}{s^2 + \left(\frac{\omega_o}{Q}\right)s + \omega_o^2} \quad (5)$$

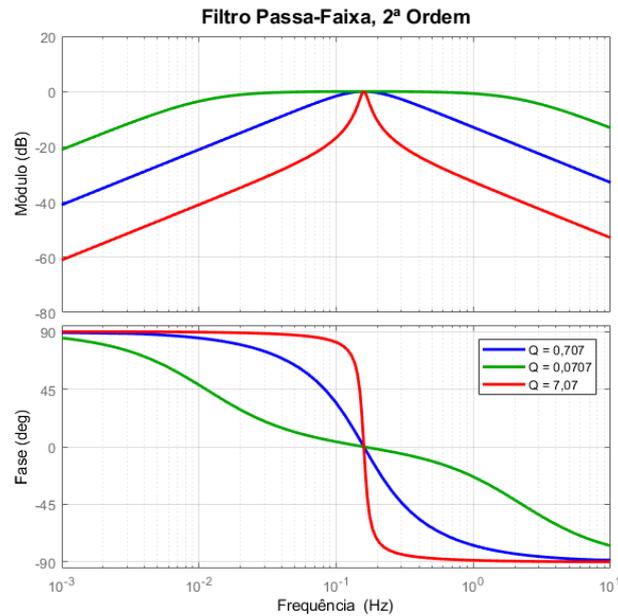
E similar aos filtros passa-altas e passa-baixas:

$$|H(j\omega)| = \frac{\frac{\omega_o\omega}{Q}}{\sqrt{(\omega_o^2 - \omega^2)^2 + \left(\frac{\omega_o\omega}{Q}\right)^2}} \quad (5.1)$$

$$\angle H = 90^\circ - \text{arc tg}\left(\frac{\omega_o\omega}{Q(\omega_o^2 - \omega^2)}\right) \quad (5.2)$$

Como nos casos anteriores, para $\omega_o = 1 \text{ rad/s}$ é obtida a resposta em frequência da Figura 9.

Figura 9: Comportamento do filtro passa-faixa de segunda ordem para três valores Q.



Fonte: Elaborado pela autora.

Sendo assim, a partir da análise da Figura 9 torna-se possível reafirmar o impacto do fator de qualidade dos filtros. Esse impacto é mais notável no filtro passa-faixa, pois um fator de qualidade elevado corresponde a um filtro com excelente desempenho, pois como mencionado nas seções anteriores, sua seletividade está diretamente associada a esse parâmetro.

Em (FRENZEL JUNIOR, 2015) o autor destaca que o fator de qualidade de um filtro passa-faixa é calculado a partir da expressão (6).

$$Q = \frac{f_0}{f_2 - f_1} \quad (6)$$

Da expressão (6) precisamos entender que o denominador, representado por $f_2 - f_1$ trata-se da largura de faixa, na qual f_2 é a frequência de corte superior e f_1 a frequência de corte inferior e o numerador representado por f_0 corresponde a frequência central e é dada pela média geométrica dada por:

$$f_0 = \sqrt{f_1 f_2} \quad (6.1)$$

Se $Q < 1$, o passa-faixa é denominado filtro de banda larga, e, caso $Q > 1$, o filtro é considerado de faixa estreita.

O filtro passa-faixa pode ser obtido fazendo a associação de um filtro passa-altas seguido de um filtro passa-baixas, ou como é comumente conhecido, associação em cascata.

2.3.3.4 FILTRO REJEITA-FAIXA

Já nos filtros rejeita-faixa temos o inverso do que ocorre no passa-faixa, só é permitido a passagem das frequências situadas abaixo da frequência de corte inferior e acima da frequência de corte superior (PERTENCE JÚNIOR, 1988).

Segundo (FRENZEL JUNIOR, 2015) um rejeita-faixa ideal tem atenuação infinita nas faixas de corte, sem atenuação na faixa de passagem. O autor também esclarece que o filtro rejeita-faixa por vezes é denominado *notch* porque rejeita todas as frequências da faixa de rejeição.

Para um filtro rejeita-faixa de segunda ordem, segundo (DARYANANI, 1976) a equação que o representa é mostrada na expressão:

$$H(s) = \frac{V_o}{V_{in}} = \frac{s^2 + b}{s^2 + as + b} = \frac{s^2 + \omega_o^2}{s^2 + \left(\frac{\omega_o}{Q}\right)s + \omega_o^2} \quad (7)$$

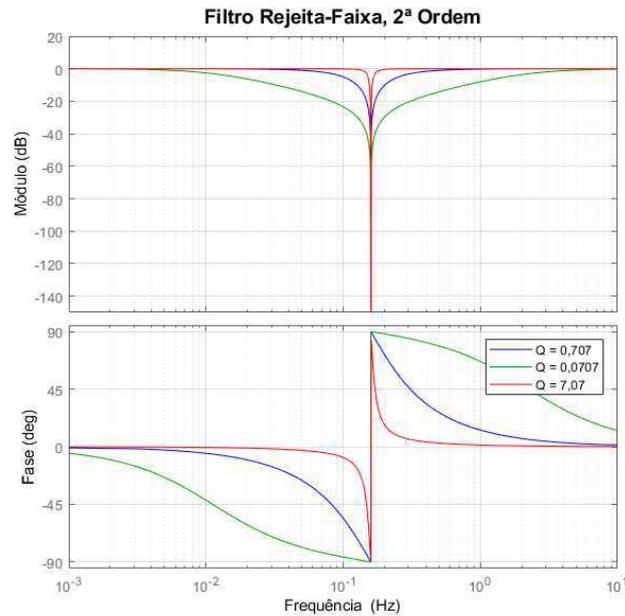
E conseqüentemente:

$$|H(j\omega)| = \frac{\sqrt{(\omega_o^2)^2 + (\omega^2)^2}}{\sqrt{(\omega_o^2 - \omega^2)^2 + \left(\frac{\omega_o\omega}{Q}\right)^2}} \quad (7.1)$$

$$\angle H = -\arctg\left(\frac{\omega^2}{\omega_o^2}\right) - \arctg\left(\frac{\omega_o\omega}{Q(\omega_o^2 - \omega^2)}\right) \quad (7.2)$$

A partir da Figura 10 é possível notar que caso a banda de rejeição seja muito estreita a atenuação será de mais de 100 dB.

Figura 10: Comportamento do filtro rejeita-faixa de segunda ordem para três valores Q.



Fonte: Elaborado pela autora.

2.3.4 TOPOLOGIAS DE FILTROS

Em (PERTENCE JÚNIOR, 1988) é discutido que são inúmeras as estruturas de implementação para filtros ativos.

Nesse trabalho serão abordadas introdutoriamente apenas duas das mais utilizadas, a estrutura de Sallen-Key e a estrutura de realimentação múltipla, do inglês *Multiple Feedback*, também conhecida como MFB.

Ambas estruturas possuem vantagens que as torna muito usuais, tais como boa estabilidade, baixa impedância de saída, facilidade de ajuste de ganho e de frequência e requerem poucos componentes externos (PERTENCE JÚNIOR, 1988).

Em (PERTENCE JÚNIOR, 1988) é exposto que a estrutura MFB apresenta polaridade de saída invertida, porém esse efeito em nada interfere a performance do filtro.

2.3.5 CLASSIFICAÇÃO POR APROXIMAÇÃO DOS FILTROS

Como abordado na seção anterior, os filtros elétricos são especificados por meio das faixas de passagem e rejeição e de suas frequências associadas. E, conseqüentemente, é necessário escolher apropriadamente as atenuações máxima e mínima permitida em cada uma dessas regiões.

Um detalhe importante é que a quantidade de componentes tende a crescer com o aumento da ordem do filtro, por isso, fez-se necessário encontrar funções de aproximação que definissem o comportamento de cada filtro.

Existem várias funções de aproximação de filtros abordadas na literatura, dentre elas a de Butterworth e Chebyshev. Cada uma dessas aproximações possui uma função matemática específica, da qual se consegue obter uma curva de resposta aproximada para um determinado tipo de filtro (PERTENCE JÚNIOR, 1988).

Neste trabalho, serão abordadas a parte introdutória apenas das aproximações de Butterworth e de Chebyshev, com objetivo de fornecer o embasamento teórico suficiente para o desenvolvimento do trabalho. De antemão, para essas aproximações a característica de atenuação é a que mais se aproxima do filtro ideal para frequências muito baixas.

A resposta do filtro de Butterworth é conhecida como resposta plana, isso porque as curvas obtidas não possuem nenhum tipo de ondulação (PERTENCE JÚNIOR, 1988).

A resposta do filtro de Chebyshev, ao contrário do filtro de Butterworth, apresenta ondulações na faixa de passagem. Em compensação, para filtros de baixa ordem, a transição próxima a frequência de corte será muito mais “aguda” do que a obtida nos filtros de Butterworth (PERTENCE JÚNIOR, 1988).

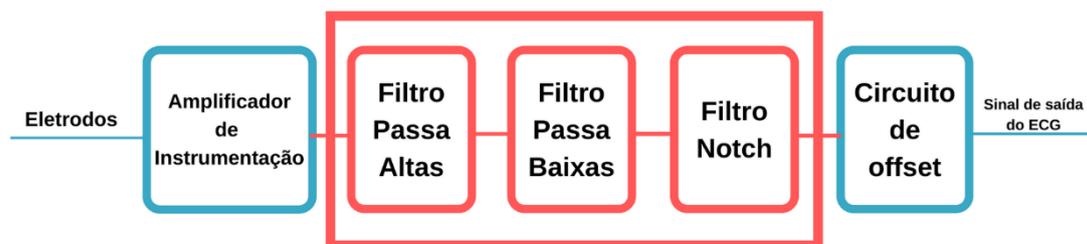
3 METODOLOGIA

Nesta seção são abordados os materiais e métodos necessários para a execução deste trabalho, com a descrição dos procedimentos necessários para validação do sistema proposto. Também são abordados os componentes e desenvolvimento de aplicações.

3.1 EQUIPAMENTO DE ECG

Neste trabalho três dos cinco blocos do diagrama da Figura 1 foram desenvolvidos e encontram-se destacados na Figura 11.

Figura 11: Sistema de aquisição de ECG em que é destacado o bloco de filtros desenvolvido neste trabalho.



Fonte: Elaborada pela autora.

3.2 FILTRO ELÉTRICOS

A partir das análises realizadas na Figura 5 e Figura 7, observou-se que para essa aplicação o filtro mais adequado seria o filtro ativo de segunda ordem. Isso se justifica, pois todas as análises foram feitas em baixas frequências, portanto, seria mais apropriado o uso de filtros ativos. Utilizou-se o filtro de segunda ordem ao invés de um de primeira ordem, após a análise da resposta em frequência de ambos os filtros pois o filtro de segunda ordem atenua mais abruptamente que o de primeira ordem, sendo assim mais próximo de um filtro ideal. Não foi adotado filtros de ordens superiores pois, com o aumento da ordem do filtro aumenta-se a complexidade matemática, o número de componentes utilizados na montagem, já que o de segunda ordem é feito utilizando somente um amplificador operacional e por fim pelo fato de o filtro de segunda ordem ser estável, ao contrário de ordens superiores a esta.

Como foi mencionado anteriormente, o filtro passa-faixa pode ser obtido por meio de um filtro passa-altas em cascata com um filtro passa-baixas. Esse filtro também pode ser obtido por meio de uma topologia genérica utilizando apenas um circuito, no entanto para este caso é necessário que o fator de qualidade seja maior que 1.

Analisando o fator de qualidade de acordo com as especificações, obtem-se a largura de faixa:

$$f_2 - f_1 = 50 \text{ Hz} - 0,04 \text{ Hz} = 49,96 \text{ Hz} \quad (8),$$

e a frequência central:

$$f_0 = \sqrt{f_1 * f_2} = \sqrt{50 * 0,04} = 1,414 \text{ Hz} \quad (9).$$

A partir da expressão (6) e com os valores obtidos nas expressões (8) e (9) obtem-se:

$$Q = \frac{1,414 \text{ Hz}}{49,96 \text{ Hz}} = 0,0283.$$

Dessa forma, pode-se concluir que esse é um valor de fator de qualidade menor que 1, implicando em baixo desempenho do filtro caso seja utilizado um filtro genérico único. Nesse caso a seletividade é afetada e pode ser considerado um filtro de banda larga. Por isso foi utilizado a configuração em cascata com um filtro passa-altas de segunda ordem seguido de um filtro passa-baixas de primeira ordem, resultando em um filtro passa faixas de quarta ordem.

Já no caso do filtro rejeita-faixa, ou *notch*, temos o oposto do passa-faixa. Nesse caso torna-se vantajoso adotar o modelo convencional do filtro e não em cascata como no caso anterior, já que nesse caso o fator de qualidade não será baixo. O fator de qualidade do filtro rejeita-faixa é dado pela equação (6).

Sendo nesse caso

$$f_2 - f_1 = 61 \text{ Hz} - 59 \text{ Hz} = 3 \text{ Hz} \quad (10).$$

$$e f_0 = \sqrt{f_1 * f_2} = \sqrt{61 * 59} = 59,99 \text{ Hz} \quad (11).$$

por fim, substituído os valores obtidos a partir das equações (10) e (11) na expressão (6),

$$Q = \frac{59,99 \text{ Hz}}{3 \text{ Hz}} = 19,99.$$

Ao contrário do passa-faixa, o fator de qualidade do *notch* para o modelo convencional é alto, o que implica bom desempenho do filtro e alta seletividade.

De acordo com o que foi visto na seção 2.1.5, percebe-se que para aplicação nesse trabalho a aproximação mais apropriada seria a de Butterworth. A escolha se justifica pela necessidade de preservar a faixa de passagem, já que na aproximação de Chebyshev tem-se oscilações na faixa de passagem.

A topologia de implementação utilizada foi a de Sallen-Key. Sendo assim, foi necessária a análise matemática da estrutura. Esta análise encontra-se no apêndice.

Por fim, o amplificador TI084 foi escolhido por haver grande disponibilidade do mesmo no laboratório, por ser aplicável ao desenvolvimento do projeto e pelo valor comercial reduzido.

3.2.1 FILTRO PASSA-ALTAS

Para a implementação do filtro passa-altas foram feitas as análises matemáticas a seguir para obter os valores dos componentes a serem utilizados a partir das especificações desejadas. As especificações foram $f_o = 0,04 \text{ Hz}$ que é a frequência de corte inferior do filtro passa-faixa desejado e $Q = 0,707$.

Sendo assim,

$$\omega_o = 2\pi f_o = 2\pi 0,04 = 0,2513 \frac{\text{rad}}{\text{s}} \quad (12)$$

A função de transferência para esse filtro será, portanto:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{s^2 C_1 C_2}{s^2 C_1 C_2 + \left(\frac{1}{R_2}\right) \left(s C_1 + s C_2 + \frac{1}{R_1}\right)} \quad (13)$$

Para isolar as parcelas, multiplicamos o numerador e o denominador por $\frac{1}{C_1 C_2}$, obteremos:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{s^2}{s^2 + \left(\frac{1}{R_2}\right) \left(\frac{s}{C_2} + \frac{s}{C_1} + \frac{1}{R_1 C_1 C_2}\right)} \quad (14)$$

Separando as parcelas de forma a obter parte real e parte imaginária para que possamos comparar com a equação (4), teremos então:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{s^2}{s^2 + s\left(\frac{1}{R_2}\right)\left(\frac{1}{C_2} + \frac{1}{C_1}\right) + \frac{1}{R_1C_1C_2}} \quad (15)$$

Finalmente, comparando a expressão anterior com a equação característica do filtro passa-altas obteremos:

$$a = \left(\frac{1}{R_2}\right)\left(\frac{1}{C_2} + \frac{1}{C_1}\right) \quad (16)$$

$$b = \frac{1}{R_1C_1C_2} \quad (17)$$

$$\frac{\omega_o}{Q} = a = \frac{0,2513}{0,707} = 0,3555 \quad (18)$$

$$\omega_o^2 = b = 0,0632 \quad (19)$$

De modo a simplificar as expressões adotaremos $C_1 = C_2 = 1$ F. Obtemos então:

$$a = \left(\frac{1}{R_2}\right)\left(\frac{1}{C_2} + \frac{1}{C_1}\right) = \left(\frac{1}{R_2}\right)\left(\frac{1}{1} + \frac{1}{1}\right) = \left(\frac{1}{R_2}\right)(2) = \frac{2}{R_2} \quad (20)$$

Colocando em evidência o componente R_2 teremos então:

$$R_2 = \frac{2}{a} \quad (21)$$

De forma similar, para o parâmetro b :

$$b = \frac{1}{R_1R_2C_1C_2} = \frac{1}{R_1R_2(1)(1)} = \frac{1}{R_1R_2} = \frac{1}{R_1\frac{2}{a}} \quad (22)$$

Colocando em evidência o componente R_1 teremos então:

$$R_1 = \frac{a}{2b} \quad (23)$$

Sendo assim, para os valores de a e b calculados, teremos, portanto:

$$R_2 = \frac{2}{a} = \frac{2}{0,3555} = 5,6259 \quad (24)$$

$$R1 = \frac{a}{2b} = \frac{0,3555}{2(0,0632)} = 2,8125 \quad (25)$$

Como anteriormente foi sugerido um valor para os capacitores de modo a simplificar os cálculos, é necessário alterar os valores dos componentes com um fator de correção. Isso pode ser visto em (PERTENCE JÚNIOR, 1988), onde o autor cita que por vezes pode-se obter capacitâncias muito altas e resistências muito pequenas em projetos de filtros ativos, o que gera uma situação inconveniente, já que capacitores de valores muito altos, como nesse caso são difíceis de encontrar além de volumosos e caros. Sendo assim, ele afirma que que um filtro não tem sua performance alterada quando multiplicamos ou dividimos os valores dos resistores por um fator de correção maior que um, desde que os valores dos capacitores sejam divididos ou multiplicados pelo mesmo fato.

Para essa correção, novamente iremos determinar o valor dos capacitores. Esse valor foi sugerido por conveniência, por conta da disponibilidade de capacitores desse valor no laboratório. Dessa forma, para $C1 = C2 = 2,2\mu\text{F}$:

$$FC = \frac{1}{C} = \frac{1}{2,2\mu} = 4,5455 \times 10^5 \quad (26)$$

Agora aplicamos esse fator de correção dividindo os valores adotados para os capacitores pelo fator de correção, em seguida fazemos o inverso com os resistores, ou seja, multiplicamos os valores encontrados pelo fator de correção. Dessa forma finalmente obteremos os valores a serem utilizados no circuito:

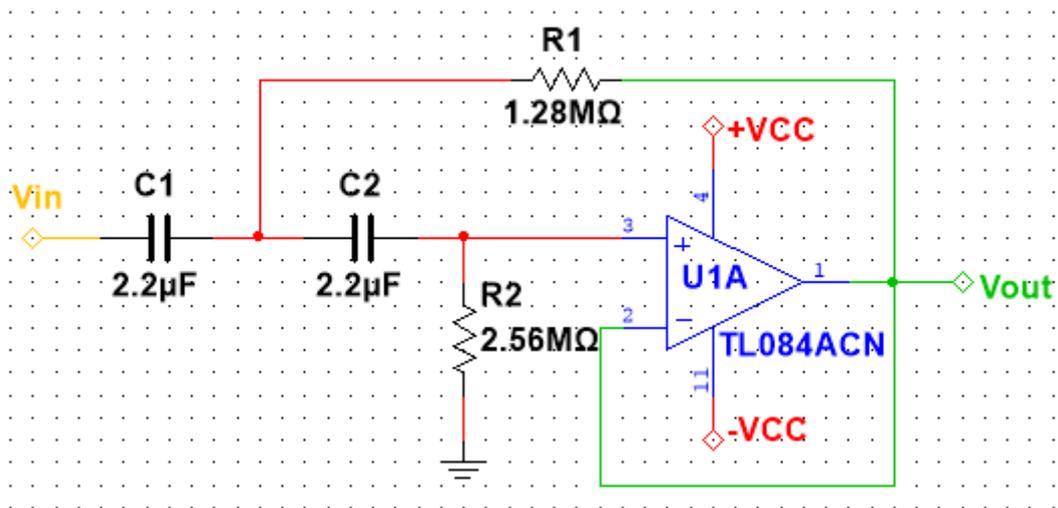
$$C1 = C2 = 2,2\mu\text{F}$$

$$R1 = 1,28\text{M}\Omega$$

$$R2 = 2,56\text{M}\Omega$$

Na Figura 12 encontra-se o esquemático do circuito obtido para o filtro passa-altas.

Figura 12: Esquemático do filtro passa-altas com valores calculados.



Fonte: Elaborada pela autora.

3.2.2 FILTRO PASSA-BAIXAS

Analogamente ao que foi feito no filtro passa-altas, foram feitas análises matemáticas para obter os valores dos componentes a serem utilizados a partir especificações que foram fornecidas. As especificações foram $f_o = 50 \text{ Hz}$ que é a frequência de corte superior do filtro passa-faixa desejado e $Q = 0,707$.

Sendo assim,

$$\omega_o = 2\pi f_o = 2\pi 50 = 314,16 \frac{\text{rad}}{\text{s}} \quad (27)$$

Sendo assim, a função de transferência será então:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{\frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}}{s^2 + s \left(\frac{1}{C_1} \right) \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right) + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (28)$$

Finalmente, comparando a expressão anterior com a equação característica do filtro passa-baixas obteremos:

$$a = \left(\frac{1}{C_1} \right) \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right) \quad (29)$$

$$b = \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2} \quad (30)$$

$$\frac{\omega_o}{Q} = a = \frac{314,16}{0,707} = 444,355 \quad (31)$$

$$\omega_o^2 = b = 98696,506 \quad (32)$$

De modo a simplificar as expressões adotaremos $R_1 = R_2 = 1 \Omega$. Obtemos então:

$$a = \left(\frac{1}{C_1}\right) \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}\right) = \left(\frac{1}{C_1}\right) \left(\frac{1}{1} + \frac{1}{1}\right) = \left(\frac{1}{C_1}\right) (2) = \frac{2}{C_1} \quad (33)$$

Colocando em evidência o componente C_1 teremos então:

$$C_1 = \frac{2}{a} \quad (34)$$

De forma similar, para o parâmetro b :

$$b = \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2} = \frac{1}{(1)(1)C_1 C_2} = \frac{1}{C_1 C_2} = \frac{1}{C_2 \frac{2}{a}} \quad (35)$$

Colocando em evidência o componente C_2 teremos então:

$$C_2 = \frac{a}{2b} \quad (36)$$

Sendo assim, para os valores de a e b calculados, teremos, portanto:

$$C_1 = \frac{2}{a} = \frac{2}{444,355} = 0,0045 \quad (37)$$

$$C_2 = \frac{a}{2b} = \frac{444,355}{2(98696,506)} = 0,00225 \quad (38)$$

Como anteriormente foi sugerido um valor para os resistores de modo a simplificar os cálculos, novamente, é necessário corrigir os valores dos componentes com um fator de correção, para isso, iremos mais uma vez determinar o valor dos resistores.

Esse valor foi sugerido por conta da disponibilidade de capacitores no laboratório. Dessa forma, para $R1 = R2 = 10k \Omega$:

$$FC = R = 10k \Omega \quad (39)$$

Agora aplicamos esse fator de correção dividindo os valores adotados para os capacitores pelo fator de correção, em seguida fazemos o inverso com os resistores, ou seja, multiplicamos os valores encontrados pelo fator de correção. Dessa forma finalmente obteremos os valores a serem utilizados no circuito:

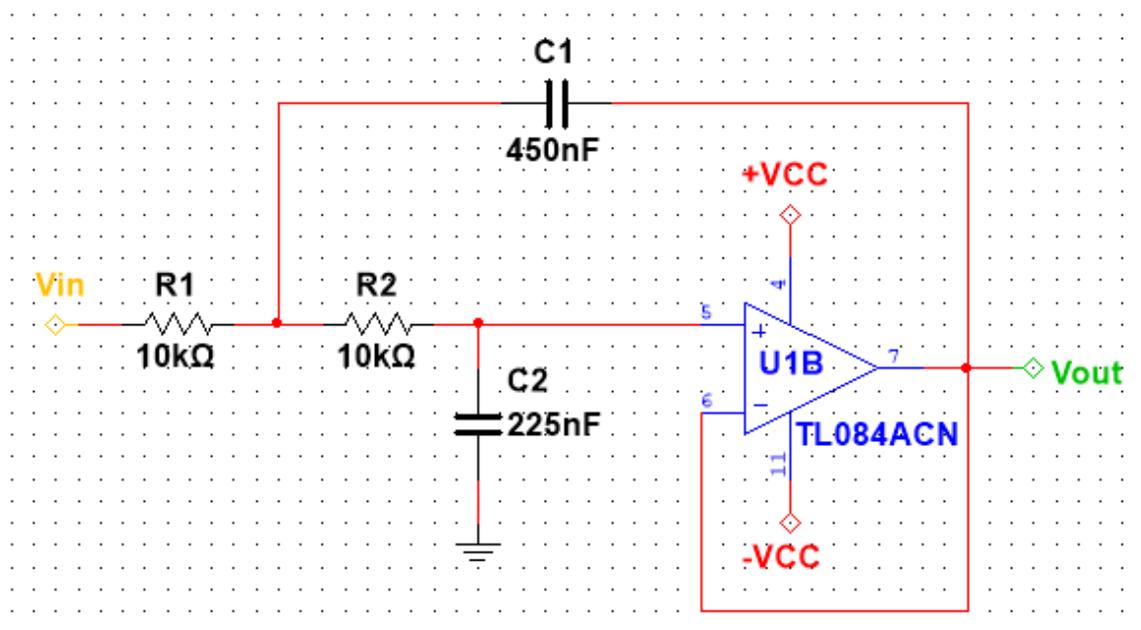
$$C1 = 450nF$$

$$C2 = 225nF$$

$$R1 = R2 = 10k \Omega$$

Na Figura 13 encontra-se o esquemático do circuito obtido para o filtro passa-baixas.

Figura 13: Esquemático filtro passa-baixas com valores calculados.



Fonte: Elaborada pela autora.

3.2.3 FILTRO *NOTCH*

Para obtenção do filtro *notch* foi utilizada modelo convencional ao invés da realização do filtro em cascata, como no caso do passa-faixa.

Como a frequência de 60 Hz é muito crítica para o desenvolvimento desse trabalho, projetou-se um filtro *notch* com a máxima otimização possível. Para isso foi utilizado o simulador FilterPro e o esquemático encontra-se na Figura 14.

Os valores obtidos para os componentes foram:

$$C1 = C2 = 1\mu F,$$

$$C3 = 2\mu F,$$

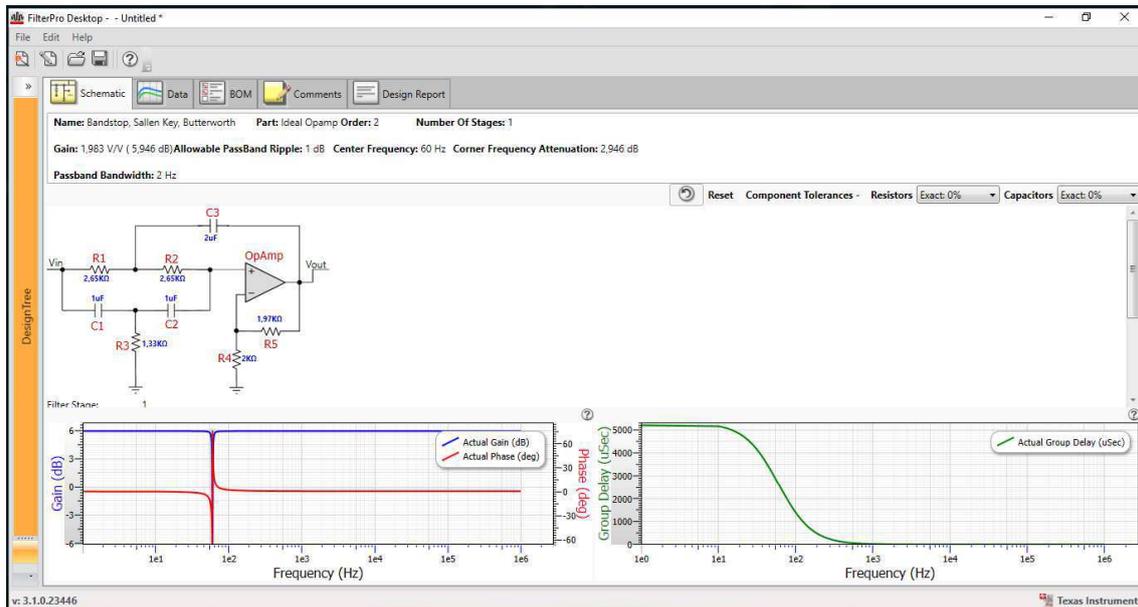
$$R1 = R2 = 2,65k\Omega \text{ e}$$

$$R3 = 1,33k\Omega$$

$$R4 = 2k\Omega$$

$$R5 = 1,97k\Omega$$

Figura 14 : Esquemático do circuito *notch* com os valores dos componentes.



Fonte: Elaborada pela autora.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Inicialmente os filtros foram simulados com objetivo de analisar a resposta em frequência, verificar se a resposta condizia com o que era esperado além da obtenção do esquemático contendo os valores dos componentes.

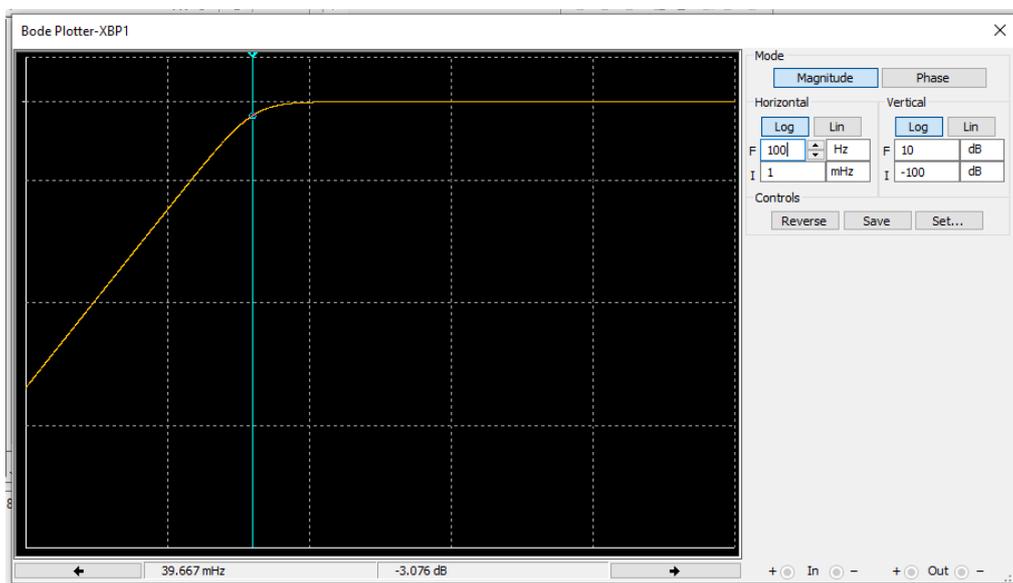
Em seguida foram feitas as montagens para a realização dos primeiros testes, para isso utilizou-se uma protoboard, um osciloscópio modelo DSO-X 3034A de 1 GHz da Agilent Technologies, um gerador de funções para simular o sinal e uma fonte de tensão para alimentar os amplificadores.

Para realização das simulações e dos testes utilizou-se um sinal senoidal de amplitude 2V de pico a pico.

4.1 FILTRO PASSA-ALTAS

Após a obtenção do esquemático foi feita a simulação da resposta em frequência do filtro com o objetivo de avaliar se o comportamento do filtro estava dentro do esperado. O resultado da simulação é apresentado na Figura 15.

Figura 15: Diagrama de Bode do filtro passa-altas para os valores teóricos.



Fonte: Elaborada pela autora.

Analisando a Figura 15 foi possível notar que em aproximadamente -3 dB a frequência corresponde a 39,667mHz, ou seja, muito próximo do esperado da frequência de corte teórica, que é 40mHz, um erro de somente 0,83%.

Após constatar que o resultado da simulação estava dentro do proposto, dado um erro percentual muito baixo, o circuito foi montado. Foi necessária a adaptação dos valores dos componentes, já que para os valores teóricos não havia nenhum componente disponível no laboratório. Dessa forma os valores utilizados na montagem foram

$$C1 = 2,4\mu F,$$

$$C2 = 2,34\mu F,$$

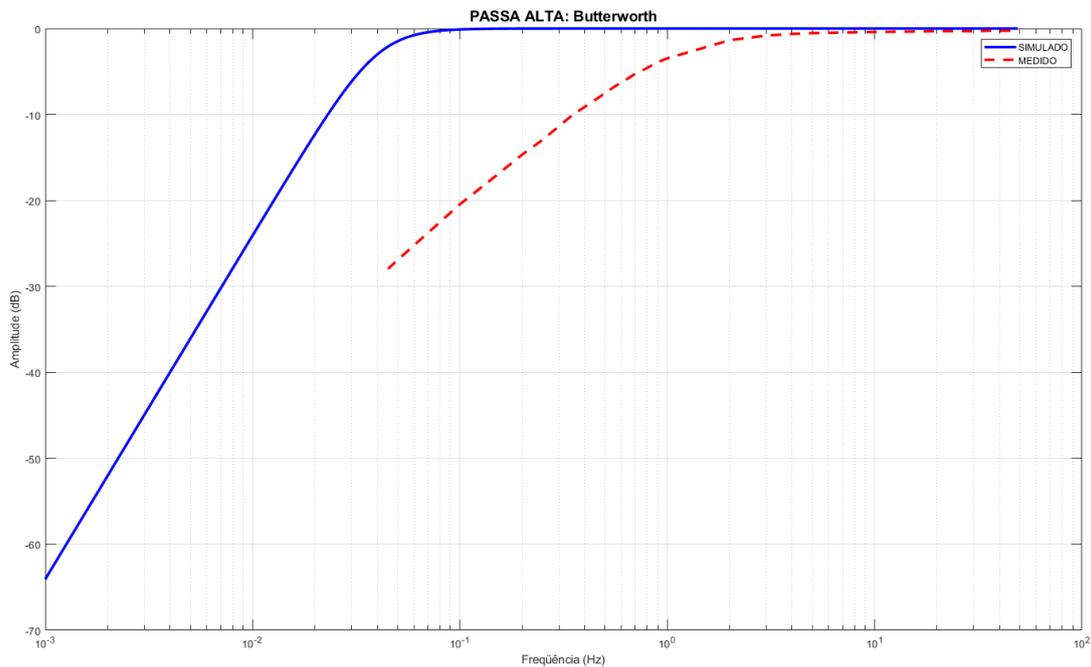
$$R1 = 1,46M\Omega \text{ e}$$

$$R2 = 2,63M\Omega$$

Após a montagem foram realizados os testes. A partir dos valores de frequência e amplitude coletados foi analisado o diagrama de Bode do filtro e foi possível concluir que o filtro montado estava atendendo as especificações.

Após os testes, por fim, com objetivo de avaliar se ocorreu alguma mudança significativa quanto ao comportamento do diagrama de Bode para os valores dos componentes calculados e para o circuito montado com os valores dos componentes adaptados, foi feita uma simulação com os valores coletados nos testes do circuito físico e com os valores referentes a simulação do circuito com os valores teóricos calculados. O resultado encontra-se na Figura 16.

Figura 16: Comparação entre o filtro passa-altas simulado com valores teóricos e o filtro passa-altas medido com valores dos componentes adaptados.



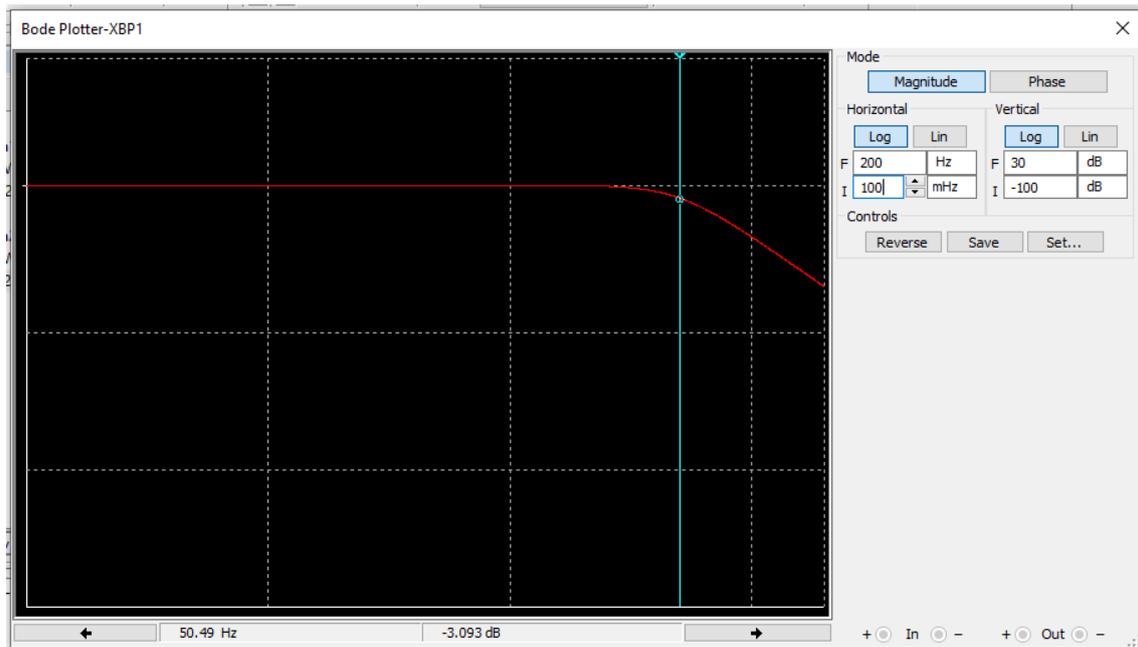
Fonte: Elaborada pela autora.

A partir da análise da Figura 16, na qual podemos ver a comparação entre os diagramas de Bode, pode-se constatar que apesar das adaptações de alguns componentes do circuito, a resposta do filtro não foi severamente comprometida, apesar de na faixa de frequência de 0,04Hz até 1,2Hz a resposta em frequência para o filtro físico montado ter tido uma atenuação maior do que a resposta em frequência para o filtro simulado.

4.2 FILTRO PASSA-BAIXAS

De forma similar ao que foi feito no filtro passa-altas, foi feita uma simulação, com o objetivo de avaliar se o comportamento do filtro estava dentro do esperado a partir da análise da sua resposta em frequência. O resultado é apresentado na Figura 17.

Figura 17: Diagrama de Bode do filtro passa-baixas para os valores teóricos.



Fonte: Elaborada pela autora.

Bem como o que foi feito no filtro passa-altas, foi analisando a resposta em frequência na Figura 16 e foi possível notar que em aproximadamente -3 dB a frequência corresponde a 50,49 Hz, ou seja, muito próximo do esperado da frequência de corte teórica, que é 50 Hz, com erro de 0,98%.

Após constatar que o resultado da simulação estava dentro do proposto, dado um erro percentual muito baixo, o circuito foi montado. Foi necessária a adaptação dos valores dos capacitores, já que para os valores teóricos não havia nenhum componente disponível no laboratório. Sendo assim os valores utilizados na montagem foram

$$C1 = 450nF,$$

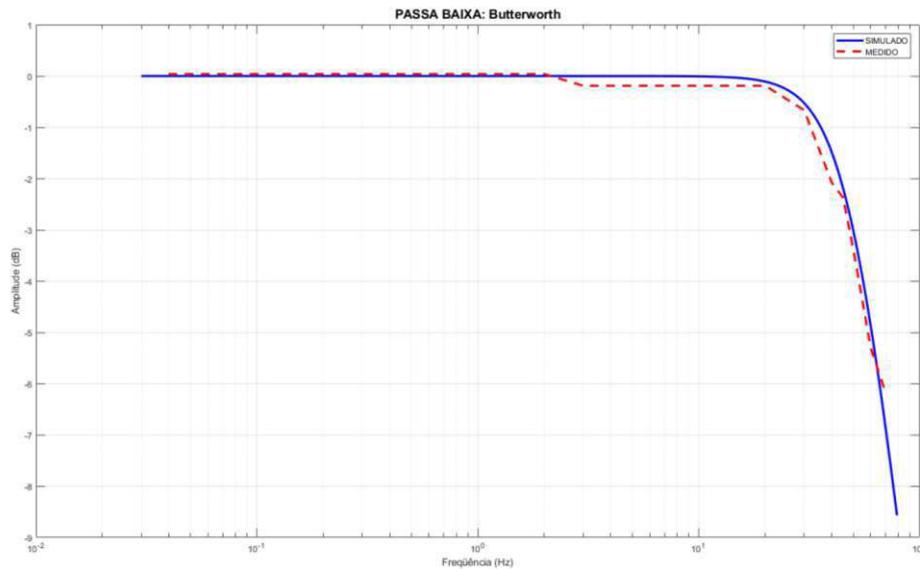
$$C2 = 225nF e$$

$$R1 = R2 = 10k\Omega$$

Após a montagem foram realizados os testes. A partir dos valores de frequência e amplitude analisados, concluiu-se que o filtro estava atuando as frequências desejadas como era esperado. Por fim, foi realizado o mesmo procedimento do passa-altas, ou seja, foi feita uma simulação com objetivo de avaliar se ocorreu alguma mudança significativa quanto resposta em frequência para o filtro simulado com os valores dos componentes

calculados e para o filtro montado com os valores dos componentes adaptados. O resultado encontra-se na Figura 18.

Figura 18: Comparação entre o filtro passa-baixas simulado com valores teóricos e o filtro passa-baixa medido com valores dos componentes adaptados.



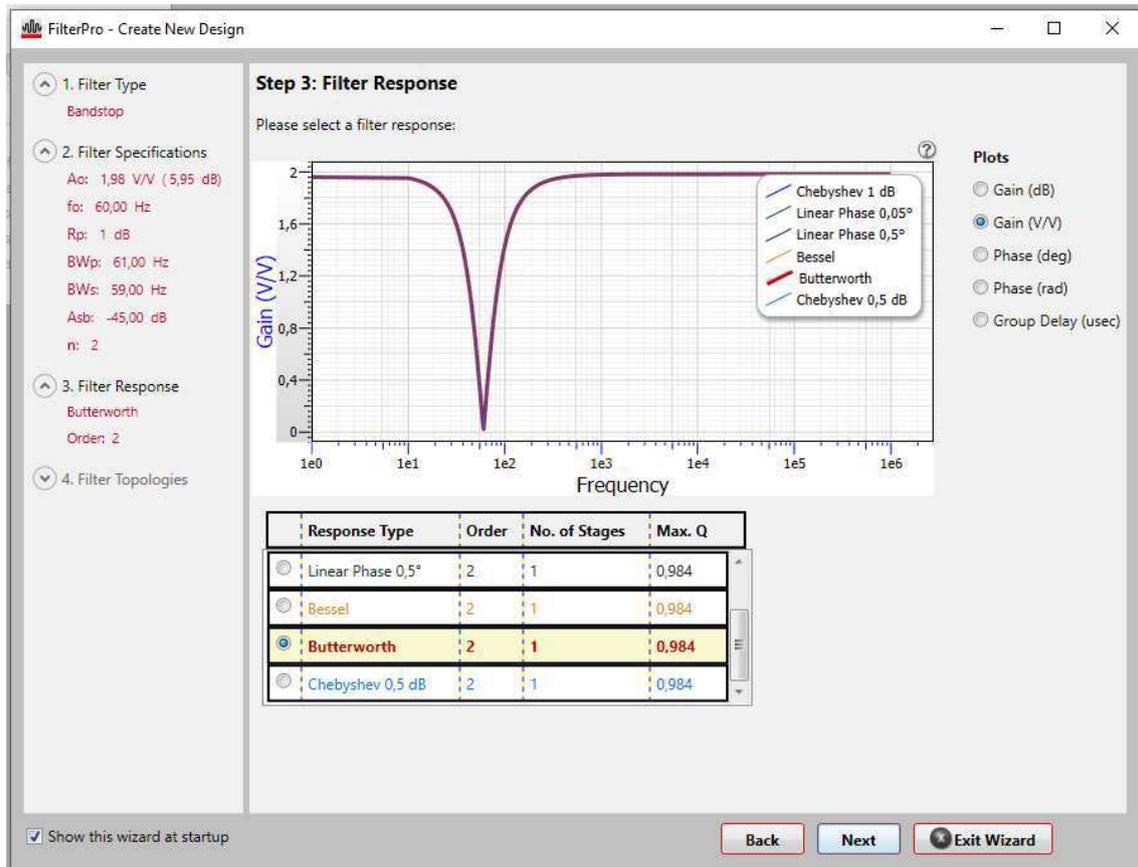
Fonte: Elaborada pela autora.

Analisando a comparação entre as respostas em frequência pode-se concluir que a resposta do filtro montado mesmo com valores de alguns componentes alterados pouco difere da resposta do filtro simulado com os valores teóricos.

4.3 FILTRO *NOTCH*

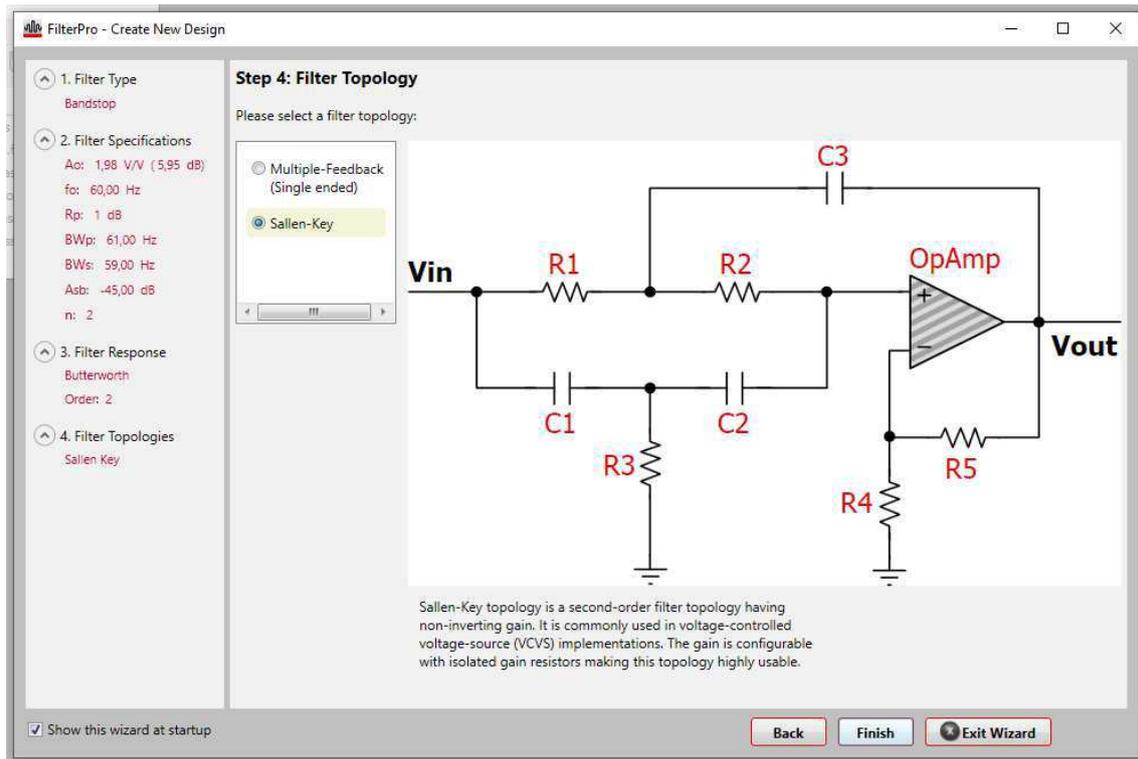
Para obtenção do esquemático foi utilizado o software FilterPro. No software foi informado a frequência central desejada, e a frequência de corte inferior e superior, bem como a ordem do filtro, a topologia, o ganho e a aproximação desejados.

Figura 19: Simulação do filtro rejeita-faixa para aproximação de Butterworth.



Fonte: Elaborada pela autora.

Na Figura 20 está a estrutura a ser utilizada para montagem do filtro *notch*.

Figura 20: Esquemático do circuito *notch*.

Fonte: Elaborada pela autora.

Na Figura 14 são apresentados os valores dos componentes do filtro *notch*, sua resposta em frequência e também o seu gráfico de fase, que permite analisar o seu comportamento.

Após constatar que o resultado da simulação estava de acordo com o que era desejado, o circuito foi montado. Foi necessária a adaptação dos valores de alguns dos componentes, já que para os valores teóricos não havia o componente disponível no laboratório. Dessa forma os valores utilizados na montagem foram

$$C1 = C2 = 1\mu F,$$

$$C3 = 2\mu F,$$

$$R1 = R2 = 2,7k\Omega \text{ e}$$

$$R3 = 1,2k\Omega$$

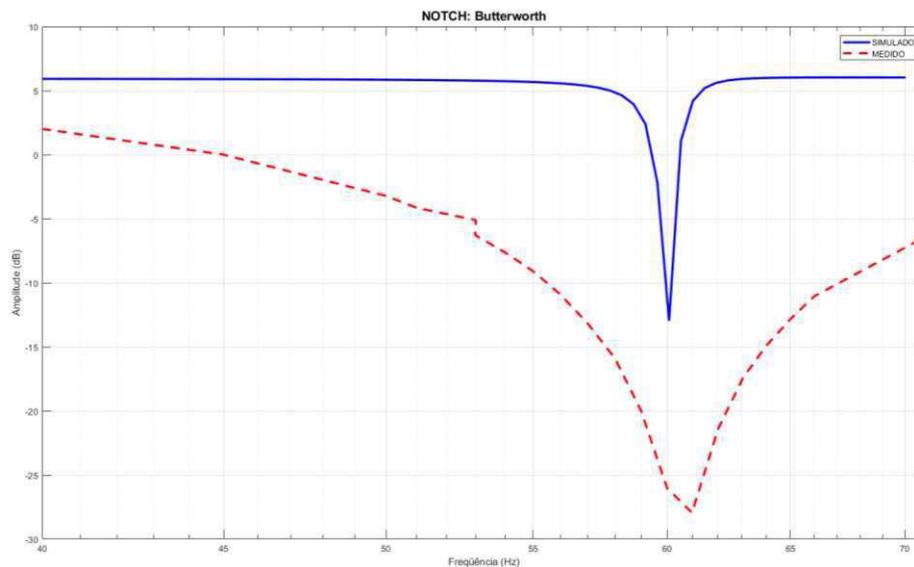
$$R4 = 2k\Omega$$

$$R5 = 1,97k\Omega$$

Após a montagem, os testes e a verificação de que o filtro estava atuando como era esperado foi realizada a comparação da resposta em frequência do filtro montado com

a resposta em frequência do filtro com valores teóricos simulado, afim de avaliar se ocorreu alguma mudança significativa quanto ao comportamento do gráfico. O resultado encontra-se na Figura 21

Figura 21: Comparação entre o filtro *notch* simulado com valores teóricos e o filtro *notch* medido com valores dos componentes adaptados.



Fonte: Elaborada pela autora.

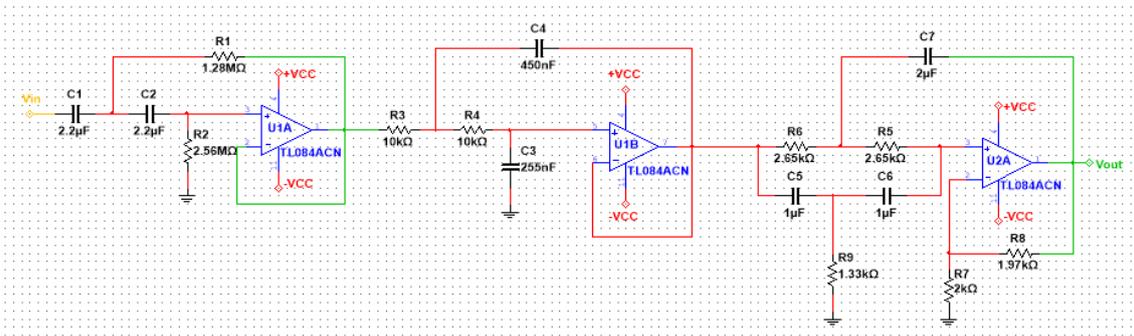
Analisando a comparação feita na Figura 21 é possível notar que apesar de o ganho no filtro montado ter caído aproximadamente para metade do valor do ganho do filtro com os valores teóricos simulados, o filtro apresenta uma excelente resposta. Isso se justifica pelo fato de o filtro montado iniciar a atenuação em aproximadamente 50 Hz e na faixa de 59 Hz a 61 Hz apresentar uma atenuação superior a atenuação mostrada no filtro com os valores teóricos simulado.

4.4 SISTEMA COMPLETO

Concluída a montagem e teste de todos os filtros foi feita a conexão em cascata do filtro passa-altas, do filtro passa-baixas e do *notch*.

A Figura 22 apresenta o esquemático final do sistema com os valores teóricos dos componentes.

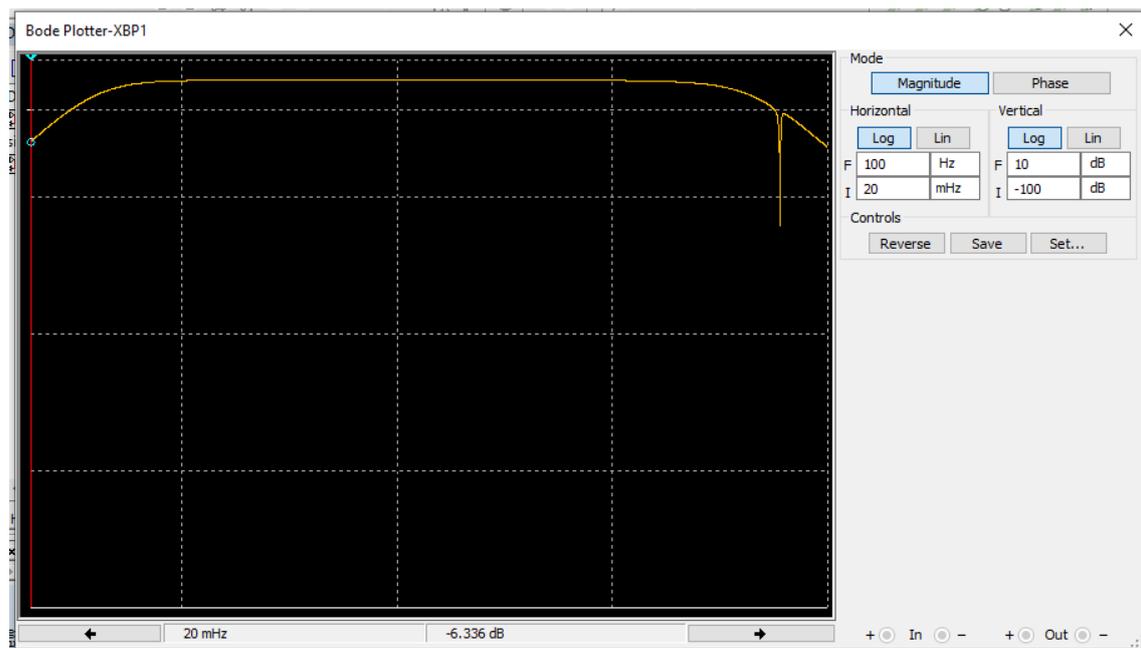
Figura 22: Esquemático do sistema completo com valores teóricos.



Fonte: Elaborada pela autora.

A Figura 23 mostra a resposta em frequência dos filtros simulados após a conexão, considerando os valores teóricos dos componentes calculados e a montagem com os componentes adaptados.

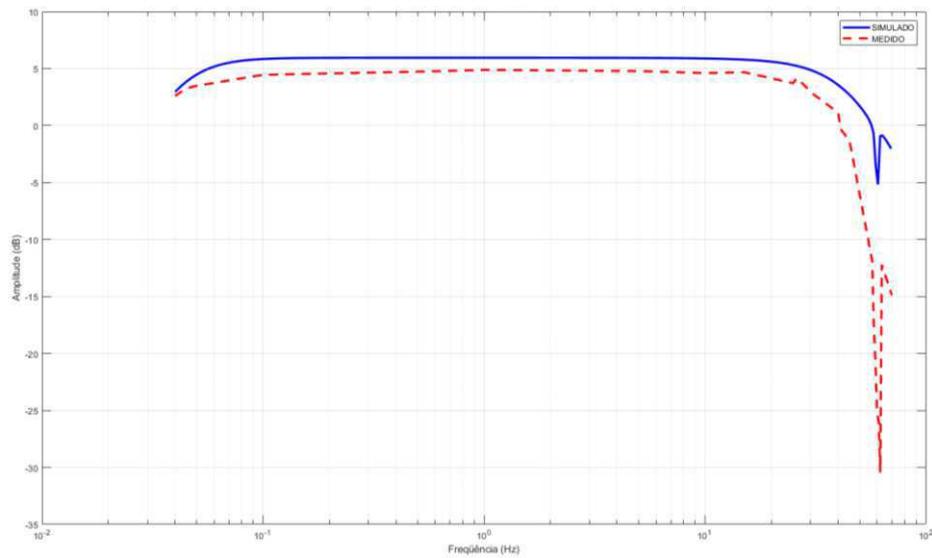
Figura 23: Resposta em frequência dos filtros com valores teóricos conectados.



Fonte: Elaborado pela autora.

Após a conexão do sistema físico foram analisadas as frequências e amplitudes correspondentes e por fim, foi feita a comparação das respostas em frequência do sistema físico com os valores de alguns dos componentes modificados com o sistema simulado com valores teóricos com o objetivo de analisar se eram apresentadas diferenças consideráveis. O resultado da simulação encontra-se na Figura 24.

Figura 24: Comparação entre o sistema completo simulado com valores teóricos e o sistema completo medido com valores dos componentes adaptados.



Fonte: Elaborada pela autora.

A partir da Figura 24 foi possível inferir que as diferenças mais notórias estão no fato de o sistema medido ter apresentado um ganho inferior ao sistema simulado, o que nada interfere negativamente no sinal, já que o ganho só foi maior do que um no filtro *notch*, além de ter sido opcional. Outra diferença notória, porém positiva, foi a atenuação superior a -30dB do sistema nas frequências em torno de 60 Hz, o que garante que a interferência da rede será quase totalmente atenuada.

5 CONCLUSÃO

Os resultados obtidos nesse trabalho estavam dentro do que foi proposto, isso se justifica pelos valores dos erros percentuais calculados serem baixos e pela análise do comportamento das respostas em frequência dos filtros, que mostra que houve poucos desvios que comprometessem de fato o sinal.

O primeiro módulo é um amplificador de instrumentação que foi uma das limitações deste trabalho, já que não havia nenhum amplificador de instrumentação encapsulado disponível no laboratório ou nas lojas de componentes da cidade que fosse indicado para o desenvolvimento do projeto. A montagem a partir da estrutura convencional mostrada na Figura 3 foi uma tentativa de solucionar essa limitação, porém, o único sinal obtido nos testes foi o ruído promovido pela interferência da rede elétrica. Uma das possibilidades para a falha em coletar o sinal sem usar o amplificador encapsulado pode ser pelo fato de que na montagem usando componentes convencionais não é possível obter os valores casados das resistências. Outra limitação que também pode ter ajudado na falha da coleta do sinal foram os fios utilizados. Como não havia fios apropriados para conexão dos eletrodos, foram utilizados fios de bancada do laboratório.

Para trabalhos futuros sugere-se o desenvolvimento do medidor de ECG completo. Para isso pretende-se utilizar um amplificador de instrumentação encapsulado no estágio de entrada, o qual possui resistências casadas, permitindo a coleta do sinal com poucas interferências. Outra sugestão é implementar um estágio de amplificação após os filtros apresentados nesse trabalho, de modo a amplificar o sinal de saída para algo em torno de 3,3 V para que se possa inserir um estágio de conversão do sinal, de analógico para digital, possibilitando o uso de microcontroladores para transmissão do sinal obtido e possibilitar aplicações na área de telemedicina.

REFERÊNCIAS

DARYANANI, G. **Principles of Active Network Synthesis and Design**. [S.l.]: John Wiley & Sons, 1976.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier Editada Ltda, 2011.

JORGE, M. Laudos precisos: a importância do aparelho de eletrocardiograma. **Portal Telemedicina**, 2017. Disponível em: <<https://portalelemedicina.com.br/blog/a-importancia-de-um-bom-aparelho-de-eletrocardiograma>>. Acesso em: 5 setembro 2019.

JR., C. V. S.; TIMERMAN, A.; STEFANINI, E. (Eds.). **Tratado de Cardiologia**. 2ª. ed. São Paulo: Editora Manole, v. 1, 2009.

MENEGAZZI, D. Sistema de Aquisição de Sinais Biomédicos: Módulo Didático de Eletrocardiograma. **Revista Vinci**, v. I, n. I, p. 142-149, Janeiro 2016. ISSN 25256025.

MENEGAZZI, D. Sistema de Aquisição de Sinais Biomédicos: Módulo Didático de Eletrocardiograma. **Revista Vinci**, v. I, p. 142-149, julho 2016.

PERTENCE JÚNIOR, A. **Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos**. 1ª. ed. São Paulo: McGraw-Hill, 1988.

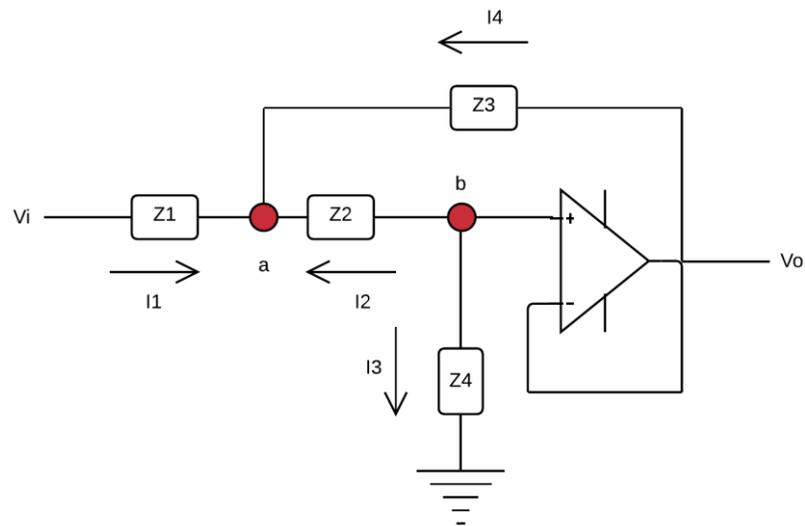
SERRANO JR, C. V.; TIMERMAN, A.; STEFANINI, E. **Tratado de Cardiologia**. [S.l.]: Manole, 2008.

SILVA, T. L. V. D. N. D. S.; FREIRE, R. C. S. **Filtros a Capacitores Chaveados**. Instituto Federal de Educação da Paraíba. Campina Grande. 2015.

TOMPKINS, W. J. **Biomedical Digital Signal Processing**. New Jersey: Prentice Hall, 2000.

APÊNDICE

Para topologia Sallen-Key foram consideradas as correntes arbitrárias como mostradas no esquemático e os nós 'a' e 'b' destacados em vermelho, que nos auxiliarão na análise nodal e que a ponta da seta indica sinal positivo. Para o amplificador operacional com realimentação negativa, no qual $V_+ = V_-$, teremos:



Fonte: Elaborado pela autora.

No nó representado por 'a' teremos que:

$$I_1 + I_2 + I_4 = 0 \quad (40)$$

Justificado pela lei dos nós que nos garante que a soma das correntes em um nó é nula.

E, como pela Lei de Ohm

$$V = IR \quad (41),$$

teremos portanto que

$$I = \frac{V}{R} \quad (42),$$

sendo assim, substituindo as tensões e impedâncias correspondentes as correntes I_1, I_2 e I_4 , obtemos:

$$\frac{Vi - Va}{Z_1} + \frac{V_+ - Va}{Z_2} + \frac{Vo - Va}{Z_4} = 0 \quad (43)$$

Separando os termos, teremos:

$$\frac{Vi}{Z_1} - \frac{Va}{Z_1} + \frac{V_+}{Z_2} - \frac{Va}{Z_2} + \frac{Vo}{Z_4} - \frac{Va}{Z_4} = 0 \quad (44)$$

Por conta da realimentação negativa, $Vo = V_-$ e, conseqüentemente $Vo = V_+$, logo:

$$\frac{Vi}{Z_1} - Va \left(\frac{1}{Z_1} + \frac{1}{Z_2} + \frac{1}{Z_4} \right) + Vo \left(\frac{1}{Z_2} + \frac{1}{Z_4} \right) = 0 \quad (45)$$

Isolando a parcela que envolve a tensão de entrada Vi , obtemos a equação (46) vista abaixo.

$$\frac{Vi}{Z_1} = Va \left(\frac{1}{Z_1} + \frac{1}{Z_2} + \frac{1}{Z_4} \right) - Vo \left(\frac{1}{Z_2} + \frac{1}{Z_4} \right) = 0 \quad (46)$$

Da mesma forma, para o nó b:

$$-I_2 - I_3 = 0 \quad (47)$$

Multiplicando ambas parcelas da equação anterior por (-1), obtemos:

$$I_2 + I_3 = 0 \quad (48)$$

Novamente, substituindo as tensões e impedâncias correspondentes as correntes, teremos:

$$\frac{V_+ - Va}{Z_2} + \frac{Vb}{Z_3} = 0 \quad (49)$$

E separando os termos temos:

$$\frac{V_+}{Z_2} - \frac{Va}{Z_2} + \frac{Vb}{Z_3} = 0 \quad (50)$$

Novamente, analisando o circuito conclui-se que $V_+ = Vb$ e que como

$V_+ = V_- = Vo$, conseqüentemente $Vb = Vo$.

Sendo assim,

$$\frac{V_o}{Z_2} - \frac{V_a}{Z_2} + \frac{V_o}{Z_3} = 0 \quad (51)$$

E isolando V_o , teremos:

$$V_o \left(\frac{1}{Z_2} + \frac{1}{Z_3} \right) - \frac{V_a}{Z_2} = 0 \quad (52)$$

Aplicando o método do mínimo múltiplo comum, vamos ter

$$V_o \left(\frac{Z_2 + Z_3}{Z_2 Z_3} \right) = \frac{V_a}{Z_2} \quad (53)$$

Como Z_2 está presente no denominador de ambos lados da equação, podemos simplificar eliminá-lo dos denominadores. Sendo assim,

$$V_o \left(\frac{Z_2 + Z_3}{Z_3} \right) = V_a \quad (54)$$

Agora, substituindo a expressão (54) que representa V_a na equação (46), obtemos:

$$\frac{V_i}{Z_1} = V_o \left(\frac{Z_2 + Z_3}{Z_3} \right) \left(\frac{1}{Z_1} + \frac{1}{Z_2} + \frac{1}{Z_4} \right) - V_o \left(\frac{1}{Z_2} + \frac{1}{Z_4} \right) = 0 \quad (55)$$

Isolando o termo que multiplica V_i :

$$\frac{V_i}{Z_1} = V_o \left(\frac{Z_2 + Z_3}{Z_1 Z_3} + \frac{Z_2 + Z_3}{Z_2 Z_3} + \frac{Z_2 + Z_3}{Z_3 Z_4} - \frac{Z_2 + Z_4}{Z_2 Z_4} \right) \quad (56)$$

Uniformizando o denominador do lado direito da equação pela regra do mínimo múltiplo comum, teremos:

$$\frac{V_i}{Z_1} = V_o \left(\frac{Z_2^2 Z_4 + Z_2 Z_3 Z_4 + Z_1 Z_2 Z_4 + Z_1 Z_3 Z_4 + Z_1 Z_2^2 + Z_1 Z_2 Z_3 - Z_1 Z_2 Z_3 - Z_1 Z_3 Z_4}{Z_1 Z_2 Z_3 Z_4} \right) \quad (57)$$

Removendo os termos que se anulam, destacados na equação abaixo

$$\frac{1}{Z_1} V_i = V_o \left(\frac{Z_2^2 Z_4 + Z_2 Z_3 Z_4 + Z_1 Z_2 Z_4 + Z_1 Z_3 Z_4 + Z_1 Z_2^2 + Z_1 Z_2 Z_3 - Z_1 Z_2 Z_3 - Z_1 Z_3 Z_4}{Z_1 Z_2 Z_3 Z_4} \right) \quad (58)$$

Termos portanto

$$V_i = V_o \left(\frac{Z_2^2 Z_4 + Z_2 Z_3 Z_4 + Z_1 Z_2 Z_4 + Z_1 Z_2^2}{Z_2 Z_3 Z_4} \right) \quad (59)$$

Como o termo Z_2 se repete em todos os termos da equação, isolando-o obtemos:

$$V_i = V_o \left(\frac{Z_2 (Z_2 Z_4 + Z_3 Z_4 + Z_1 Z_4 + Z_1 Z_2)}{Z_2 Z_3 Z_4} \right) \quad (60)$$

Dessa forma notamos que o termo Z_2 do numerador se anula com o do denominador, assim

$$V_i = V_o \left(\frac{Z_2 Z_4 + Z_3 Z_4 + Z_1 Z_4 + Z_1 Z_2}{Z_3 Z_4} \right) \quad (61)$$

Finalmente, a função de transferência para a estrutura de Sallen-Key será dada por:

$$\frac{V_o}{V_i} = \left(\frac{Z_3 Z_4}{Z_2 Z_4 + Z_3 Z_4 + Z_1 Z_4 + Z_1 Z_2} \right) \quad (62)$$