

Cecília Romaro

Controle de braço mecânico a partir de sinais mioelétricos.

São Paulo
2010

Cecilia Romaro

Controle de braço mecânico a partir de sinais mioelétricos.

Monografia apresentada à Escola
Politécnica da Universidade de São
Paulo, para obtenção do título de
Engenheiro Elétrico.

Área de Concentração: Aquisição e
Processamento de sinais.

Orientador: Prof. Dr. José Roberto
Castilho Piqueira.

São Paulo
2010

*How do you define "real"?
If you're talking about what you can feel
what you can smell, taste and see
then "real" is simply electrical signals
interpreted by your brain.
The Matrix, 1999.*

Resumo

Para executar um movimento, o cérebro envia um conjunto de sinais à um conjunto específico de músculos. A chegada dos sinais aos músculos resulta na contração deles e execução do movimento. A ativação de conjuntos diferentes de músculos geram movimentos diferentes. A somatória dos sinais que chegam a um determinado músculo, para causar sua contração, é chamada de sinal mioelétrico ou sinal eletromiográfico (EMG). O presente trabalho tem como objetivo desenvolver um sistema que permita controlar braços mecânicos, em tempo real, à partir dos sinais eletromiográfico do seu operador. Ou seja, o sistema extrairá, tratará e amplificará os sinais mioelétricos para acionar ou desacionar motores e assim controlar o braço mecânico.

Palavras-chave: Engenharia; Engenharia Elétrica; Sistemas Eletrônicos; Processamento de sinais; Eletromiografia.

Abstract

To perform an action the brain sends a set of signals to a specific set of muscles. The arrival of signals to muscles makes their contraction and the action. The muscles' distinct sets make distinct actions. The signals' sum in a muscle is called myoelectric signal or electromyographic (EMG). This work is going to develop a system to control a mechanical arm by myoelectric signal in real time. In other words, the system will draw, process, and apply the myoelectric signals to enable motors and control a mechanical arm.

Keywords: Engineering, Electric Engineering, Electronic Systems, Signals Processing, Electromyographic.

Índice de Figuras

Figura 1: Neurônio (A. Uzunian. Biologia 2).....	19
Figura 2: Propagação do Sinal pelo Axônio.....	20
Figura 3: Micrografia de um Neurônio (Campbell).....	21
Figura 4: Fibra Muscular Esquelética.....	22
Figura 5: Junção Neuromuscular (Biologia Molecular da Célula).....	23
Figura 6: Sinal Captado na Eletromiografia.....	24
Figura 7: Estrutura Óssea da Mão Humana (Dicionário Visual, Jornal da Tarde, 1995).....	25
Figura 8: Estrutura subcutânea da Palma da Mão (LE VAY, 2000).....	26
Figura 9: Principais Músculos Superficiais do Antebraço (adaptado de Kendall & McCrearu, 1986).....	27
Figura 10: Sequência de Ativação Muscular para Flexão e Extensão do Braço (Dicionário Visual, Jornal da Tarde, 1995).....	28
Figura 11: Retificador em Ponte.....	58
Figura 12: Circuito Impresso ainda não Corrigido, isto é, sem Passa-altas.....	74
Figura 13: Circuito Impresso Corrigido, isto é, com os Passa-altas.....	75
Figura 14: Painel frontal do Programa Plotando o Sinal Captado do Músculo em Repouso.....	76
Figura 15: Painel Frontal do Programa Plotando o Sinal da Intenção de Movimento.....	76
Figura 16: Painel frontal do Programa Plotando o Sinal Captado do Músculo ao Levantar um Peso.....	77
Figura 17: Unidade Básica de Controle de um Motor a partir de um Músculo.....	83
Figura 18: Unidade Básica de Controle de dois Motores a partir de Músculos Antagônicos.....	84

Figura 19: Eletrodos de Superfície Utilizados.....	86
Figura 20: Frente das dez Placas Confeccionadas de Circuito Impresso do Aquisitor.	87
Figura 21: Verso das dez Placas Confeccionadas de Circuito Impresso do Aquisitor.	87
Figura 22: Possível Posicionamento de Eletrodos para Captação dos Sinal de Flexão do Polegar (vermelho – Flexor do Polegar), Indicador (Amarelo – Flexor Superficial dos Dedos) e Pulso (Preto – Flexor do Carpo).....	88
Figura 23: Possível Posicionamento de Eletrodos para Captação dos Sinal de Extensão do Polegar (vermelho - Extensor do Polegar), Indicador (Amarelo – Extensor dos Dedos) e Pulso (Preto - Extensor do Carpo).	88

Índice de Esquemáticos

Esquemático 1: Amplificador Diferencial.....	38
Esquemático 2: Passa-baixas Planejado.....	42
Esquemático 3: Esquemático de um Rejeita-faixa Biquad Tow Thomas com Alimentação Direta.....	43
Esquemático 4: Passa-baixas.....	48
Esquemático 5: Passa-baixas Butterworth de quarta ordem com frequência de corte em 28 Hz.....	50
Esquemático 6: Filtro Passivo Passa-Alta.....	53
Esquemático 7: Quarto estágio do aquisitor: Rejeita-Faixa, Passa-Altas e Isolador.....	55
Esquemático 8: Retificador em Ponte não Inversor.....	58
Esquemático 9: Retificador em Ponte Inversor.....	59
Esquemático 10: Circuito Somador.....	62
Esquemático 11: Circuito Integrador.....	65
Esquemático 12: Arranjo de um Transistor para Ampliar a Corrente Fornecida ao Motor.....	69
Esquemático 13: Arranjo de Transistores para Ampliar a Corrente Fornecida ao Motor.....	70
Esquemático 14: Esquemático do Circuito Impresso.....	73
Esquemático 15: Projeto do Circuito Impresso.....	74
Esquemático 16: Esquemático do Circuito Impresso.....	78

Índice de Gráficos

Gráfico 1: Resposta em frequência do rejeita-faixa em 60 Hz traçado pelo PSpice para um sinal de entrada com um volt de amplitude.....	44
Gráfico 2: Resposta em frequência do rejeita-faixa montado em 60 Hz para um sinal de entrada de 0,4 V de amplitude.	45
Gráfico 3: Resposta em frequência do filtro rejeita-faixa montado em 60 Hz para um sinal de entrada com 0,4 V de amplitude – eixo y na escala logarítmica.	46
Gráfico 4: Resposta em frequência do filtro passa-baixas Butterworth de quarta ordem V (U2: OUT) e resposta em frequência de saída do primeiro estágio do filtro, que corresponde a um passa-baixas de segunda ordem V (U1: OUT), ambos traçados pelo PSpice para um sinal de entrada com um volt de amplitude.....	51
Gráfico 5: Resposta em frequência do passa-baixas montado em circuito impresso para um sinal de entrada com 0,4 V de amplitude.	52
Gráfico 6: Resposta em frequência do filtro passa-altas, para rejeitar DC, traçado pelo PSpice com um sinal de entrada de um volt de amplitude.....	54
Gráfico 7: Resposta em frequência do quarto estágio do aquisitor, traçado pelo PSpice para um sinal de entrada com um volt de amplitude.....	55
Gráfico 8: Resposta em frequência do primeiro estágio do aquisitor, montado em circuito impresso para um sinal de entrada com 0,6 V de amplitude.	56
Gráfico 9: Resposta em frequência do quarto estágio do aquisitor, montado em circuito impresso para um sinal de entrada com 0,5 V de amplitude.....	56
Gráfico 10: Resposta do retificador na forma não-Inversora do sinal à onda senoidal de frequência de 60Hz e 5V de amplitude.	59
Gráfico 11: Resposta do retificador na forma Inversora do sinal à onda senoidal de frequência de 60Hz e 5V de amplitude.	60
Gráfico 12: Resposta do somador na forma inversora para diversas combinações de entradas V_1 e V_2	62

Gráfico 13: Resposta do integrador na forma inversora.....	66
Gráfico 14: Resposta do integrador na forma inversora para $R = 110k\Omega$	67
Gráfico 15: Resposta do integrador na forma inversora para $R_f = 110k\Omega$	67
Gráfico 16: Tensão de saída do arranjo de transistores operando na região ativa dado o sinal de entrada.....	69
Gráfico 17: Tensão de saída do arranjo de transistores operando na região ativa dado o sinal de entrada.....	70
Gráfico 18: Corrente na base do arranjo de transistores operando na região ativa...	71
Gráfico 19: Corrente de saída dos emissores e de entrada na carga dado o arranjo de transistores operando na região ativa.....	71
Gráfico 20: Tensões das saídas e entradas dos estágios do controlador para diversos sinais de entrada V_{fonte}	79
Gráfico 21: Correntes de saída dos emissores dos transistores Q1 e Q2 e de entrada na carga simuladora do motor para sinais de entrada V_{fonte}	79
Gráfico 22: Correntes de entrada das bases dos transistores Q1 e Q2 para sinais de entrada V_{fonte} evidenciando o funcionamento nas regiões Ativa e de Corte. 80	
Gráfico 23: Resposta do controlador para uma onda de 60Hz com 6V de pico em uma entrada e a outra entrada curto-circuitada.....	81

Sumário

Resumo	3
Abstract	4
Índice de Figuras	5
Índice de Esquemáticos	7
Índice de Gráficos	8
Sumário	10
1. Introdução	12
1.1 Exemplo de Aplicabilidade	13
1.1.1 Desarmador de Bombas	13
1.1.2 Explorador de Áreas de Risco	14
1.2 Objetivos	14
1.3 Desenvolvimento do Projeto	14
1.3.1 Primeira: Estudo do Sinal	14
1.3.2 Segunda: Aquisição e Processamento do Sinal	15
1.3.3 Terceira: Processamento do Sinal e Controle do Motor	16
1.3.4 Quarta: Controle do Braço	16
1.3.5 Uma Possível Quinta Etapa	16
1.4 Organização da Monografia	17
2. Sinais	18
2.1 Sinais Neurológicos	18
2.1.1 Morfologia do Neurônio	18
2.1.2 Propagação do Sinal	19
2.1.3 Fisiologia Muscular	21
2.1.4 Eletromiografia	23
3. Anatomia e Movimento	25
3.1 Anatomia e Movimento da Mão	25
3.2 Anatomia e Movimento do Braço	27
4. Transistores	29
4.1 Região de Corte.	29
4.2 Região Ativa.	29
4.3 Região de Saturação.	30
4.4 Transistores Utilizados	30
4.4.1 BC546B	30
4.4.2 BC556	30
5. Amplificadores	31
5.1 Amplificação de Sinal	31
5.2 Amplificador Operacional	32
5.2.1 AD620	32
5.2.2 LF353	33
6. Filtros	34
6.1 Especificação do Filtro	34
6.2 Função de Transferência	35

7. Captação e Ampliação do Sinal	37
7.1 Captação do Sinal de Forma Diferencial	37
7.2 Ampliação do Sinal Captado	39
8. Filtro Rejeita-faixa	40
8.1 Desenvolvimento	41
9. Filtro Passa-baixas	47
9.1 Desenvolvimento	47
10. Filtro Passa-altas	53
10.1 Desenvolvimento	53
11. Circuito Retificador	57
11.1 Desenvolvimento	57
12. Circuito Somador	61
12.1 Desenvolvimento	61
12.2 Filtro de Ruído	63
13. Circuito Integrador	64
13.1 Desenvolvimento	64
14. Circuito Amplificador de Corrente	68
14.1 Configuração npn	68
14.2 Configuração npn em Série com pnp.	69
15. Montagem e Teste	72
15.1 Aquisitor	72
15.1.1 Desenvolvimento do Circuito Impresso	72
15.1.2 Plotagem de Testes	75
15.2 Controlador	77
15.2.1 Desenvolvimento da Placa	77
16. Aplicação e Testes	82
16.1 Um Motor a partir de um Músculo	82
16.1.1 Montagem	82
16.2 Dois Motores a partir de Músculos Antagônicos	83
16.1.2 Montagem	83
16.3 O Braço Mecânico	84
16.2.1 Princípio de Funcionamento	84
16.2.2 Delimitações Musculares	85
16.2.3 Montagem	86
17. Discussão e Conclusão	89
17.1 Instabilidade no Funcionamento	89
17.2 Movimentação dos Eletrodos	90
17.3 Interferências entre Sinais	91
17.4 Conclusões Gerais	93
Referências	95

1. Introdução

O sinal eletromiográfico é largamente utilizado em diversas áreas como diagnósticos médicos, acionamento de próteses, fisioterapia, entre outras. Este trabalho visa a utilização do sinal mioelétrico para controle de um robô.

Apesar da aplicabilidade dada ao sinal eletromiográfico ser diferente das convencionais, os problemas e as dificuldades na utilização deste sinal são conhecidos e convencionais.

A captação do sinal pode ser feita por meio de eletrodos invasivos, tipo agulha, ou não invasivos, tipo eletrodos de superfície. Na primeira, o sinal apresenta amplitude maior, menor suscetibilidade à ruído e, portanto, maior relação sinal-ruído. No entanto, é incômoda ao usuário, apresenta risco de quebra de eletrodo intramuscular, além de necessitar de esterilização rigorosa. Já na captação não invasiva, as camadas de tecidos entre o nervo e o eletrodo formam um divisor resistivo que diminui a amplitude do sinal e aumenta a do ruído, diminuindo a relação sinal ruído; mas não apresenta incomodo ao usuário nem risco à sua saúde.

Para ampliar e facilitar as possíveis utilizações deste projeto, optou-se pela captação não invasiva. Dada esta escolha, a captação do sinal será de forma diferencial, pois não haverá possibilidade de um potencial interno de referência. A captação diferencial consiste na ampliação da subtração de dois sinais, ambos externos e próximos do mesmo músculo.

A baixa amplitude do sinal mioelétrico somada à capacidade humana de captar o 60Hz fortemente presente nos ambientes cotidiano, diminui consideravelmente a relação sinal-ruído. Além deste inconveniente, o 60Hz é uma frequência da faixa de maior concentração de energia do sinal mioelétrico. Fatos estes que forçam as aplicações do sinal eletromiográfico, como as análises clínicas, sempre que possível optarem por ambientes isolados do 60Hz. Entretanto há aplicações que necessitam funcionar em ambientes cotidianos, como as próteses, o que exige um filtro rejeita-faixa com largura mais estreita possível.

Outro ruído que pode ser inserido no sinal é o causado pela movimentação dos eletrodos decorrente da movimentação da pele na realização da contração

muscular. Este ruído caracteriza-se como sendo de baixa frequência, que pode ser eliminado por um filtro passa-altas.

1.1 Exemplo de Aplicabilidade

O presente subcapítulo visa expor exemplos de utilização prática de um robô controlado por sinal mioelétrico, com a finalidade de justificar do tema abordado.

1.1.1 Desarmador de Bombas

Robôs desarmadores de bomba já existem e são largamente utilizados em países desenvolvidos e em países alvos de ataques, terrorismos e guerra, mesmo não sendo eles desenvolvidos. Os robôs desarmadores de bomba já salvaram e continuam salvando inúmeras vidas tanto de civis quanto de seus operadores, os humanos desarmadores de bomba, provando assim sua utilidade e importância ao governo para a sociedade.

Atualmente, o Brasil não domina por completo esta tecnologia, sendo os poucos robôs aqui presentes importados e por este motivo, muito caros e com difícil manutenção. No país, temos uma empresa localizada em Fortaleza, CE, que desenvolve inúmeros robôs. Entre eles, há um desarmador de bombas. Esta empresa já ganhou prêmios na América Latina por sua inovação e foi convidada à participar do Conselho Nacional de Ciência, Tecnologia e Inovação Tecnológica (Concytec), do Peru, que nos leva a acreditar que esta área da robótica é pouco explorada não só no país como no nosso continente.

A Polícia Militar Brasileira demonstrou seu interesse em um robô desarmador de bombas de tecnologia puramente nacional na Robotec Fair 2009, comprovando uma carência nacional nesta área.

1.1.2 Explorador de Áreas de Risco

O mesmo robô pode ser utilizado como um explorador de área de risco, para reparar circuitos de alta tensão, fios desencapados, máquinas e motores com danos em difícil acesso ou acesso perigoso ao homem e etc. Ou seja, todo o trabalho manual de até certa forma delicado que colocaria em risco o operador, poderá ser feito a distância, desde que o robô tenha acesso ao local.

1.2 Objetivos

O objetivo técnico deste trabalho é captar, ampliar, filtrar e processar os sinais mioelétricos afim de controlar motores e, assim, um braço mecânico. O objetivo prático é acionar motores coordenadamente para fazer com que um braço mecânico imite fielmente os movimentos realizados por um braço humano, em tempo real. Ou seja, a partir dos sinais neurológicos enviados aos músculos do braço humano, comandar o acionamento de motores a ponto de reproduzir o movimento. Não está no escopo do projeto a construção do braço, apenas seu acionamento.

1.3 Desenvolvimento do Projeto

O projeto foi dividido em quatro etapas.

1.3.1 Primeira: Estudo do Sinal

Esta etapa consiste nos estudo das áreas necessárias ao desenvolvimento do projeto que não coincidem com a área de engenharia, tais como:

- o sinal eletromiográfico;
- a frequência de operação dos sinais eletromiográficos dos músculos;
- a anatomia do braço, para saber a quantidade e posicionamento dos eletrodos que captarão os sinais e quais sinais;
- o funcionamento do braço mecânico cedido pela Escola de Engenharia de São Carlos.

1.3.2 Segunda: Aquisição e Processamento do Sinal

A segunda consiste em desenvolver de um sistema não invasivo de aquisição de sinais neurológicos. Para que este objetivo fosse atingido, foi necessário desenvolver:

- sistema de filtros para rejeitar os ruídos esperados, a fim de haver o isolamento dos sinais que se pretende adquirir;
- sistema de amplificação adequado, para que os sinais elétricos, de baixíssima amplitude, existentes nos sistemas biológicos possam ser utilizados em um sistemas com amplitude de acionamento convencionais;

A motivação para a execução desta etapa advém do fato de que, para que se possa executar qualquer tipo de interpretação ou ação baseada em sinais neurológicos, existe a prévia necessidade da captação destes. Tal captação mostra-se não trivial, uma vez que, quando executada de forma não invasiva, requer uma série de sistemas eletrônicos auxiliares para atingir o condicionamento necessário a sua utilização em sistemas de aquisição convencionais. A amplificação necessária pode também ser ajustada para que um número de diferentes sinais, advindos de diferentes fontes neuromuscular, seja captado.

1.3.3 Terceira: Processamento do Sinal e Controle do Motor

A terceira etapa consiste em conseguir acionar um motor a partir do sinal já captado. Para atingir este subobjetivo foi necessário:

- sistema de retificação do sinal, uma vez que ele apresenta média nula.
- sistema de memória, armazenamento do sinal e controle do motor, uma vez que o período de duração do sinal mioelétrico é diferente do período do movimento.

Esta etapa é necessária pois cada músculo – e cada pessoa - tem um sinal eletromiográfico diferente. Dessa forma, cada movimento tem que ter um ajuste de constantes período e amplitude diferentes.

1.3.4 Quarta: Controle do Braço

A quarta e última etapa consiste em compor os sinais eletromiográficos com o acionamento dos motores para resultar os diferentes movimentos do braço mecânico. Para atingir este subobjetivo foi necessário:

- estabelecer relação das entradas e movimentos correspondentes do braço;
- encontrar a relação/transformação entre sinais extraídos do músculo e inseridos no braço mecânico.

Basicamente, esta etapa se encarregará de calibrar as constantes para a correta execução do movimento, os corretos funcionamento e aplicação das forças do braço.

1.3.5 Uma Possível Quinta Etapa

Uma quinta etapa poderia ser elaborar um sistema sem fio de comunicação entre operador e máquina, o que eliminaria o imenso fio necessário para tal ligação. No entanto esta opção foi descartada. O motivo não foi pelo aumento da

complexidade do projeto, e sim pela fuga do tema abordado, sinal mioelétrico, e pelas possíveis aplicações que seriam descartadas por interferir na comunicação entre operador e máquina, ou seja, interferências eletromagnéticas inutilizariam o uso do aparelho por impedir a comunicação.

1.4 Organização da Monografia

O capítulo 2, sinais, apresenta e explica os fundamentos básicos da biologia molecular necessários ao funcionamento e compreensão do projeto.

O capítulo 3, Anatomia e Movimento, apresenta uma visão da anatomia humana responsável pelo movimento dos membros superiores. Estes dois capítulos compõe parte da primeira etapa deste trabalho.

No capítulo 4, Transistores, há uma breve explicação da teoria e das Regiões de operação, além da apresentação dos transistores utilizados.

O capítulo 5, Amplificadores, faz uma breve apresentação dos dois componentes, amplificadores, importantes que foram utilizados na confecção do projeto.

No capítulo 6, Filtros há uma breve explicação da teoria e dos tipos de filtros. No capítulo 7, Captação e Ampliação do Sinal, é apresentada uma breve explicação da forma e dos motivos do tratamento do sinal que foi utilizado no projeto.

Os capítulos 8, 9 e 10 apresentam os três tipos de filtros utilizados na aquisição e processamento do sinal.

Os capítulos 11, 12 e 13 apresentam os três circuitos utilizados para processar o sinal de forma a controlar o motor. O capítulo 14 mostra o arranjo de transistores para o fornecimento da corrente adequada aos motores.

Os capítulos 15 e 16 apresentam a montagem e teste respectivamente dos circuitos e do sistema. No capítulo 16, a sequência de aplicações é utilizada para comprovar o funcionamento do projeto, uma vez que não foi possível expor o braço funcionando.

O capítulo 17 trata de discutir limitações, funcionalidade e viabilidade e de, então, concluir o projeto.

2. Sinais

Sinais contêm informações sobre uma variedade de objetos e atividades em nosso mundo físico. Por um lado, pode-se dizer que todo sinal carrega uma informação: "A voz de um locutor no rádio anuncia as notícias por meio de um microfone que gera um sinal elétrico correspondente às informações sonoras" (SEDRA; SMITH, 2005, p.2). Por outro, todas as informações são transportadas por sinais: "Para monitorar as condições de um reator nuclear, são usados instrumentos para medir uma grande quantidade de parâmetros importantes, cada instrumento gerando um sinal" (SEDRA; SMITH, 2005, p.2).

Em suma, "um sinal é uma grandeza variável no tempo que pode ser representada por um gráfico [...]. O conteúdo da informação é representado pelas variações na amplitude com o passar do tempo, isto é, a informação está contida nas 'ondulações' da forma de onda do sinal" (SEDRA; SMITH, 2005, p.3).

2.1 Sinais Neurológicos

2.1.1 Morfologia do Neurônio

O neurônio é composto por dendritos, corpo neuronal ou soma e um único axônio ou fibra nervosa, que se ramifica profusamente em sua região terminal, formando um telodrendo com inúmeros botões de contato com os dendritos da célula seguinte. É por essa sequência que o estímulo se propaga.

O segmento inicial do axônio tem uma forma côncava que, posteriormente torna-se cilíndrica e se estende, podendo-se ramificar até atingir a célula alvo. Essas ramificações são chamadas colaterais e podem emergir próximas ao corpo celular ou mais distante dele, formando outros contatos sinápticos. A sinapse, região de contato entre um terminal do axônio e um dendrito ou o corpo de outra célula, é fundamental para a propagação da informação pelo sistema nervoso.

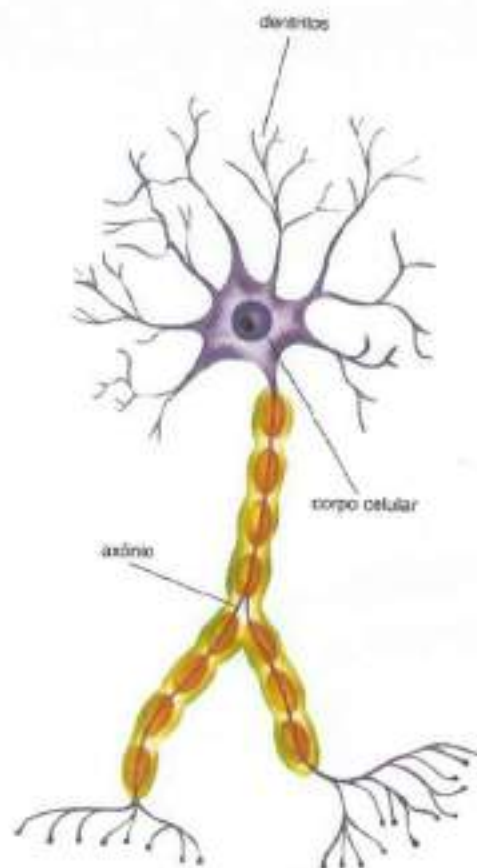


Figura 1: Neurônio (A. Uzunian. Biologia 2).

2.1.2 Propagação do Sinal

Um neurônio no "repouso" - quando não está transmitindo sinal mas tem condições de responder a um potencial de ação (PA) - apresenta concentrações iônicas no citoplasma bastante diferentes das concentrações do mesmo íon no meio extracelular. Neste, as concentrações de sódio e cloreto são consideravelmente superiores, já no citoplasma, são as de potássio e proteínas com carga negativa. Esse gradiente de concentração, chamado potencial de repouso, mantém o potencial extracelular próximo de 70 mV, opondo-se ao intracelular, próximo de zero volts.

Por um lado, a natureza isolante da bicamada lipídica mantém o gradiente elétrico; por outro, os canais abertos - proteínas integrais de membrana que deixam

passar os íons continuamente - são as responsáveis pela difusão iônica e pela consequente diminuição do gradiente eletroquímico.

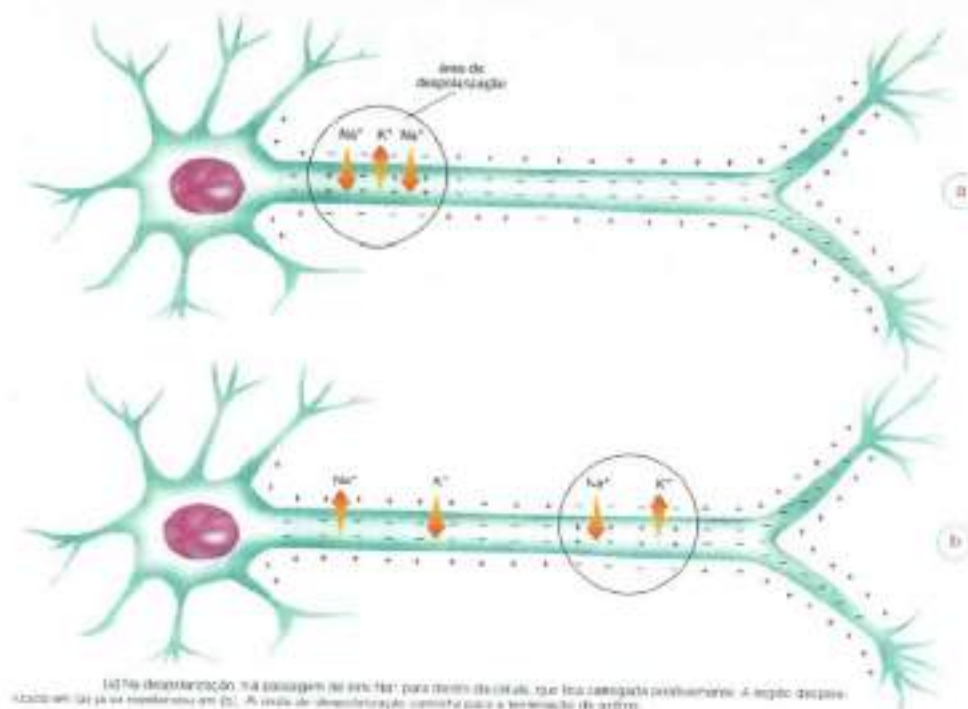


Figura 2: Propagação do Sinal pelo Axônio.

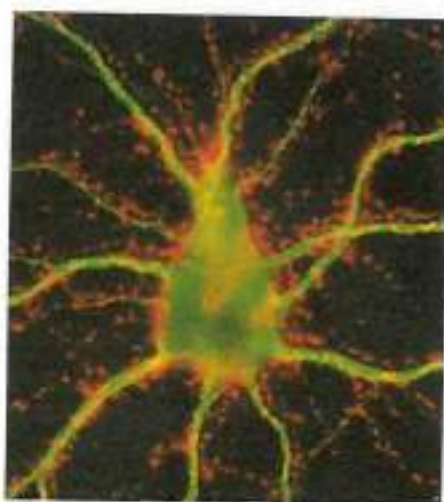
Para que o potencial de repouso seja mantido, a bomba de Na^+/K^+ atua como um mecanismo de reposição automática das concentrações iônicas e consumindo ATP. Essa bomba exterioriza três íons Na^+ para cada dois íons de K^+ interiorizados. O balanço de carga elétrica positiva, que é de três externas para duas internas, somado à maior permeabilidade e à consequente difusão do K^+ em comparação com o Na^+ , explica por que o potencial interno (-65 mV) é inferior ao externo (45 mV).

O potencial de ação, já mencionado, é um sinal elétrico muito rápido e possui a menor amplitude necessária para que o neurônio responda, ou seja, ele é o menor estímulo para sua propagação pelo neurônio.

Quando um impulso elétrico igual ou superior ao potencial de ação (PA) atinge o neurônio, os canais de Na^+ da região se abrem rapidamente, e o sódio entra na célula, causando a inversão de polaridade da membrana. Logo em seguida, os canais de K^+ se abrem, o potássio sai da célula e, em milissegundos, os potenciais ficam próximos do potencial de repouso. No entanto, aquela região da célula permanece inexcitável, visto que não há gradiente químico, isto é, as

concentrações intracelular e extracelular dos cátions Na^+ e K^+ são equivalentes, mas a região seguinte está apta a ser excitável e percebe a mudança do potencial, superior ao PA, ocorrida na região anterior. Dessa forma o sinal se propaga para a "frente", e não volta à região de origem.

O período no qual o neurônio fica inexcitável (inapto a responder) chama-se período refratário. A bomba de Na^+/K^+ , então, entra novamente em ação, para restabelecer o gradiente químico e o potencial de repouso, e o neurônio estará novamente apto a responder ao PA.

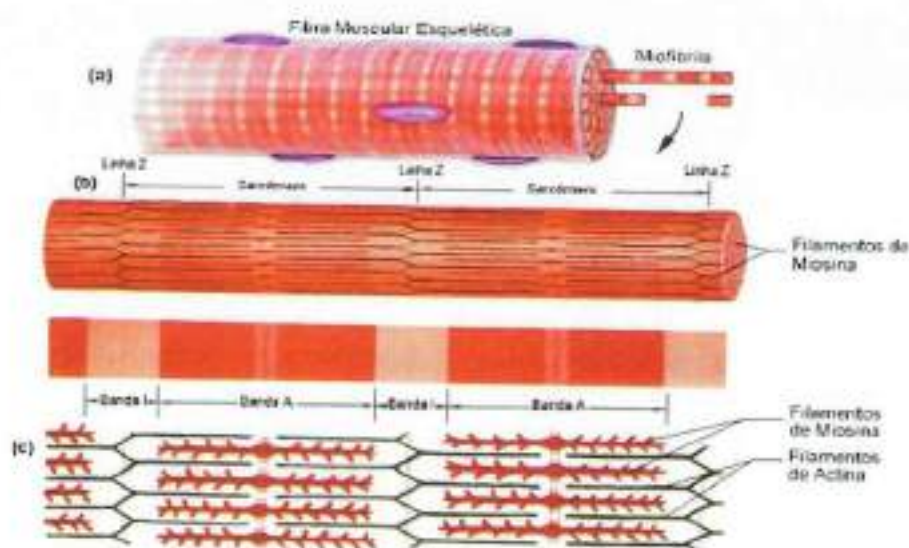


Micrografia mostrando um corpo celular nervoso, seus dendritos corados em verde e axônios de outras células nervosas coradas em vermelho.

Figura 3: Micrografia de um Neurônio (Campbell).

2.1.3 Fisiologia Muscular

As fibras musculares são cilíndricas com diâmetro entre 10 e 80 μm e são compostas basicamente de filamentos de Miosina e de Actina intercalados e com espaço entre os mesmos. O Retículo sarcoplasmático guarda grande concentração de íons Ca^+ que tem função análoga ao sódio no neurônio.



Constituição das Fibras Musculares Esqueléticas:

(a) Fibra Muscular

(b) Miofibrila

(c) Filamentos de Actina e Miosina (BELTRAMINI, 1999)

Figura 4: Fibra Muscular Esquelética.

O sinal gerado por um potencial de ação se propaga pelos neurônios como descrito anteriormente até chegar na fibra muscular. A região de encontro entre o axônio e as células do músculo é chamada placa motora ou junção neuromuscular.

O neurônio que chega à células musculares é chamado de neurônio motor, o conjunto de neurônios que chega às células musculares é chamado de nervo motor. Os axônios deste nervo liberam acetilcolina que, semelhante ao estímulo no neurônio, continua o processo de propagação do neurônios para a fibra muscular. "Quando as proteínas sensíveis à voltagem (...) são ativadas pelo potencial que chega, elas provocam a abertura de canais de liberação de Ca^{2+} no retículo sarcoplasmático." (ALBERTS, BRUCE et al., *Biologia Molecular da célula*, pg. 964) Ocorre o aumento da quantidade de ions Ca^{2+} , no lugar do Na^{+} para a propagação entre neurônios. Esse fluxo de Ca^{2+} faz com que os filamentos de Miosina e Actina desloquem-se uns sobre os outros reduzindo o espaçamento existente caracterizando a contração muscular.

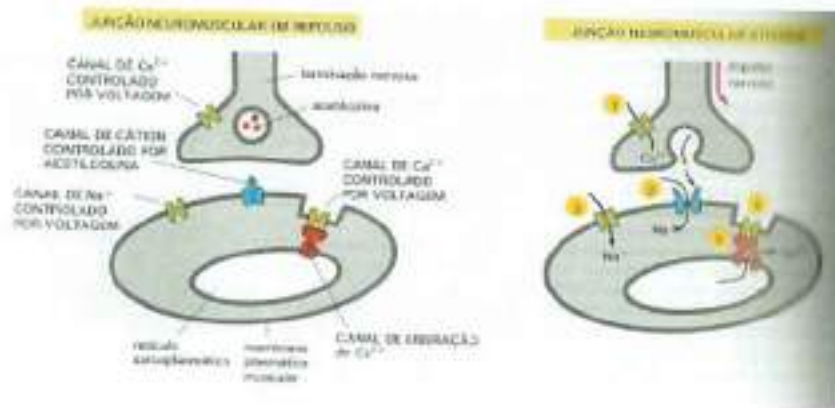


Figura 5: Junção Neuromuscular (Biologia Molecular da Célula).

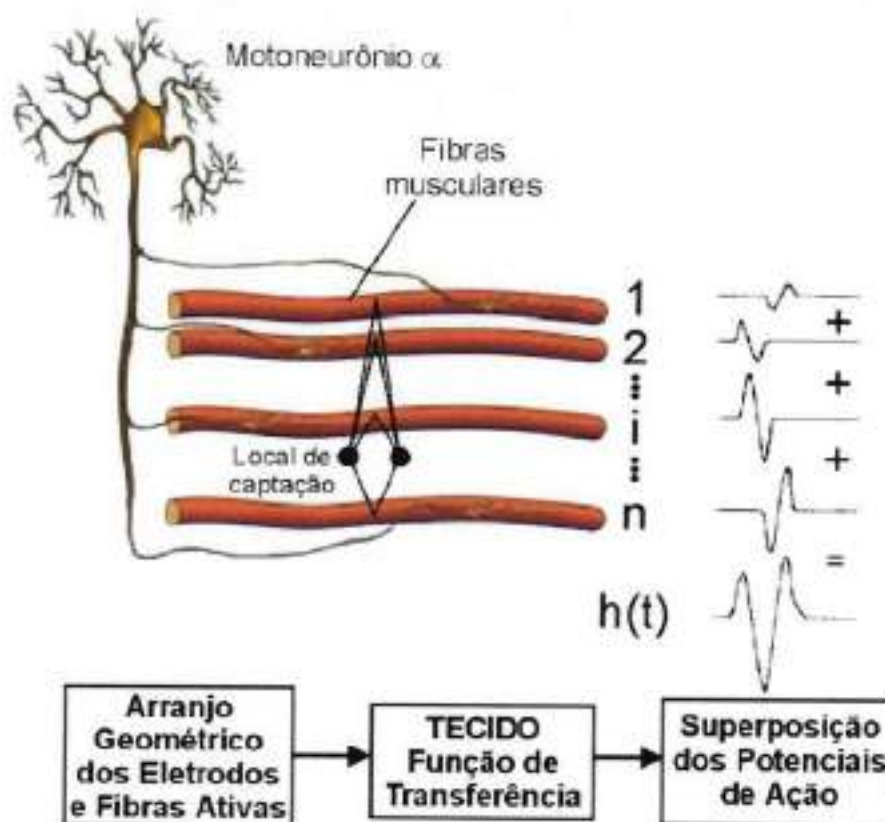
"A elevação da concentração de Ca^{2+} é temporária, pois o Ca^{2+} é rapidamente bombeado de volta ao retículo sarcoplasmático por uma bomba de Ca^{2+} dependente de ATP. (...) Normalmente, a concentração citoplasmática de Ca^{2+} é restaurada aos níveis de repouso em 30 milissegundos, permitindo o relaxamento das miofibrilas" (ALBERTS, BRUCE et al., Biologia Molecular da Célula, pg. 964).

2.1.4 Eletromiografia

"A Unidade motora é um termo usado para descrever o menor elemento muscular controlável, e é constituído por um neurônio motor, suas junções neuromusculares e as fibras musculares enervadas por esse neurônio" (Ortolan, 2002).

Existe uma relação inversamente proporcional entre a força do movimento muscular e sua precisão. Quanto maior é a força do movimento muscular mais ramificados são os axônios dos neurônios motores para atingir mais fibras neuromusculares que por consequência apresenta menos precisão. Já quanto menos ramificados são os axônios dos neurônios motores menos fibras musculares ele atinge e mais específico fica o movimento, no entanto com menor intensidade. A precisão consiste em controlar um alto número de neurônios que "irrigam", cada um, um restrito grupo de fibras musculares. Em ambos os casos, maior será a força conforme mais unidades motoras forem solicitadas.

O sinal mioelétrico ou eletromiografia é o sinal da somatória das unidades motoras acionadas. Ou seja, existe uma ligação direta entre a amplitude do sinal mioelétrico e a força exercida, tendo como base sinais de um mesmo paciente. Outra relação interessante é quanto a frequência entre os impulsos e a força. Quanto maior é a frequência, maior é a força. A fadiga muscular acarreta na diminuição forçada da frequência dos pulsos. Fadigados, os músculos passam a não responder à força exigida, fato evidenciado na diminuição da frequência.

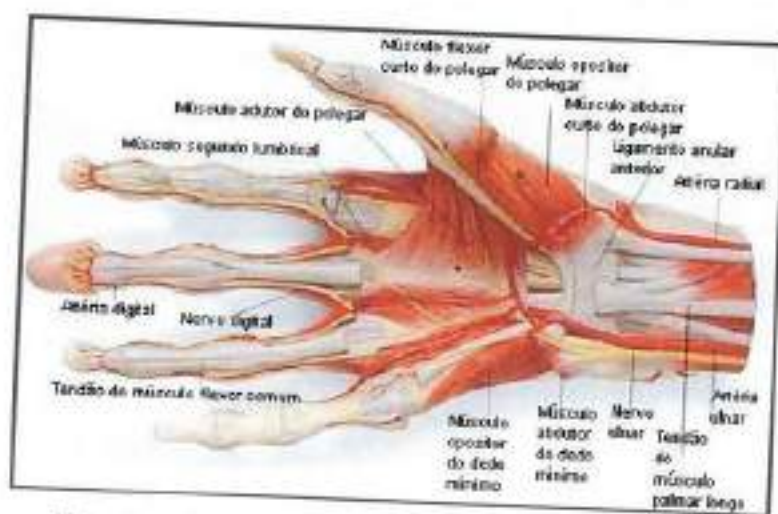


Representação esquemática da geração do potencial de ação da unidade motora. Adaptado de DE LUCA (1979).

Figura 6: Sinal Captado na Eletromiografia.

apresenta apenas duas falanges, sendo elas a distal e a proximal. O movimento de um dedo é a composição do movimento das três falanges, coordenadas por músculos distintos. Entre o dedo e o pulso estão os metacarpos, ossos longos que são controlados, pelo extensores e flexores do carpo, na movimentação do pulso.

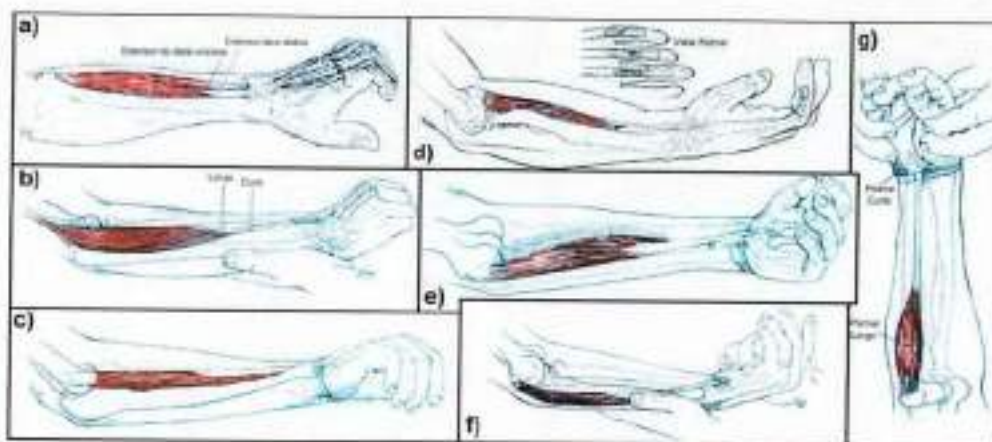
Dois conjuntos de músculos são responsáveis pelos movimentos da mão humana, os intrínsecos, que se encontram na própria mão, e os extrínsecos, que se localizam no antebraço. Os músculos intrínsecos são os tenares e hipotenares, respectivamente ligados ao polegar e quinto dedo (dedo mínimo). Aqueles denominados tenares formam a eminência tenar na face lateral da palma e são principalmente responsáveis pela oposição do polegar. Tais músculos são responsáveis pelo movimento normal do polegar, que possui grande importância na realização de atividades precisas pela mão. Os músculos inerentes à eminência tenar são o abductor curto do polegar, flexor curto do polegar, oponente do polegar e abductor do polegar. (Camargo, 2008).



Estrutura Subcutânea da Palma da Mão (LE VAY, 2000)

Figura 8: Estrutura subcutânea da Palma da Mão (LE VAY, 2000).

O grupo extensor, composto pelos extensor dos dedos e extensor do mínimo; extensores radiais longos e curto do carpo e extensor ulnar do Carpo, é o grupo de músculos extrínsecos, isto é, fora da mão, responsáveis pela extensão dos dedos.



Principais músculos superficiais do antebraço. Grupo Extensor: a), b), c); Grupo Flexor: d), e), f), g). a) Extensor dos dedos e extensor do mínimo, b) Extensores radiais longo e curto do carpo, c) Extensor ulnar do Carpo, d) Flexor Superficial dos dedos, e) Flexor radial do Carpo, f) Flexor ulnar do carpo, g) Palmar longo e curto. (adaptado de KENDALL & McCREARY, 1986)

Figura 9: Principais Músculos Superficiais do Antebraço (adaptado de Kendall & McCreary, 1986).

“Os músculos extrínsecos são os dois flexores longos, localizados na parte interna do antebraço e que se ligam por tendões às falanges (que são muito visíveis na parte reversa da mão). O flexor profundo liga-se às falanges distais e o flexor superficial liga-se às falanges médias. Esses músculos são responsáveis pela flexão dos dedos. O polegar tem um flexor longo e um curto no grupo de músculos tênares, além dos músculos oponente, abductor e rotador” (LE VAY, 2000).

3.2 Anatomia e Movimento do Braço

O braço é composto pelo osso Úmero e o antebraço é composto pelos Rádio e Ulna ou Cúbito.

Para flexionar o braço, o biceps braquial se contrai (...), encurtando-se, enquanto o tríceps relaxa; o oposto ocorre quando o braço é esticado. (Dicionário visual; 1995)

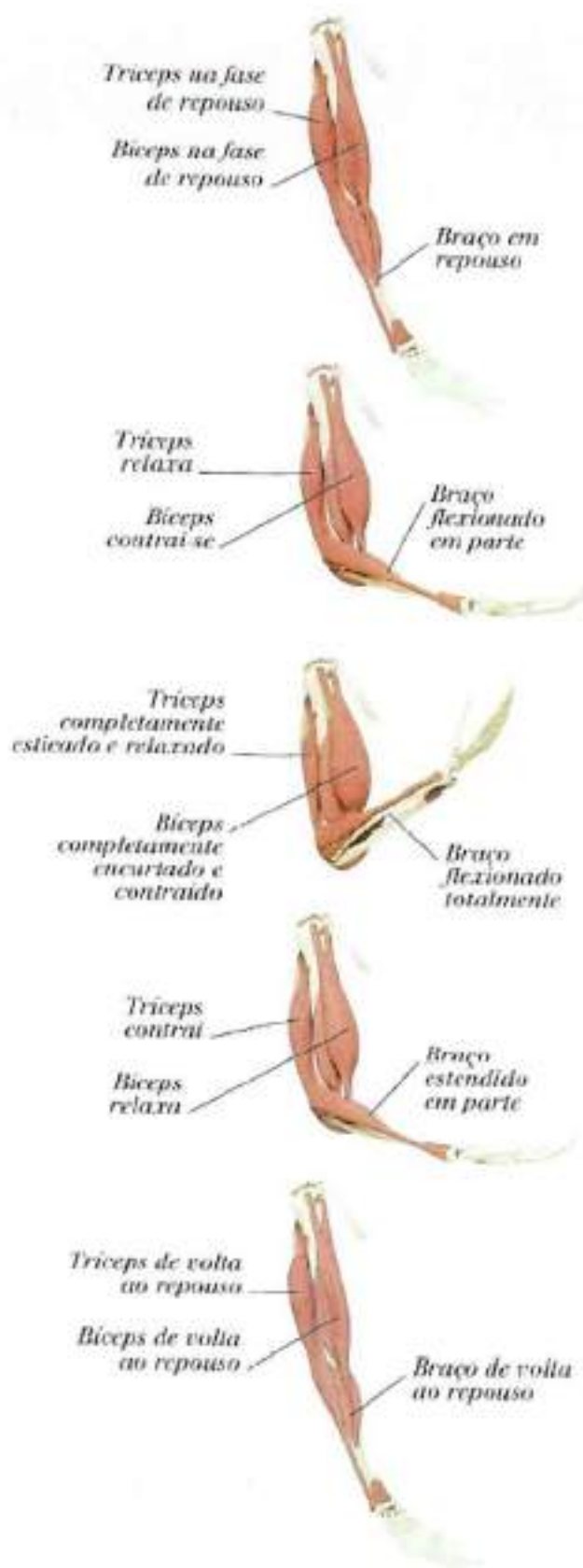


Figura 10: Sequência de Ativação Muscular para Flexão e Extensão do Braço (Dicionário Visual, Jornal da Tarde, 1995).

4. Transistores

O transistor bipolar de junção, podendo ser ele pnp ou npn, apresenta três regiões de operação, sendo elas Região de Corte, Ativa e de Saturação.

4.1 Região de Corte.

Caracteriza-se pela polarização inversa das junções emissor-base e coletor-base. Neste caso, para um npn, a tensão V_{be} é inferior a 0,5V e a corrente será desprezível.

4.2 Região Ativa.

O transistor passa a conduzir quando a tensão V_{be} fica superior a 0,5V. Quando atinge 0,7V, ela é basicamente estagnada nesta tensão e a corrente conduzida, já com valor apreciável, será quem sofrerá alteração.

As equações:

$$i_c = \beta \cdot i_b, \text{ e } i_e = i_c + i_b$$

passam a valer.

Nesta região a junção emissor-base está diretamente polarizada, enquanto a junção coletor-base permanece reversamente polarizada.

4.3 Região de Saturação.

"A saturação ocorre quando tentamos forçar uma corrente no coletor maior do que o circuito do coletor é capaz de fornecer enquanto mantemos a operação no modo ativo" (SEDRA, SMITH, 2005, p.282).

Tanto alterar a tensão da base, quanto alterar a do coletor de forma a forçar a tensão V_{cb} , no caso do npn, ficar inferior a zero leva o transistor à região de saturação. Nela ambas as junções estão diretamente polarizadas.

Ao forçar uma corrente na base superior à que o coletor pode seguir o β fixo do transistor dá lugar ao β forçado, sempre inferior ao primeiro. As equações descritas no item acima continuam a valer, substituindo β pelo novo $\beta_{\text{forçado}}$.

A relação entre o I_b da região de saturação e o I_b máximo da ativa e chamada de fator de saturação forçada.

4.4 Transistores Utilizados

4.4.1 BC546B

O transistor BC546B é um npn que fornece até 100mA no coletor e suporta 80Volts na junção coletor-base.

4.4.2 BC556

O transistor BC556B é um pnp que fornece até -100mA no coletor e suporta -80Volts na junção coletor-base.

5. Amplificadores

5.1 Amplificação de Sinal

A linearidade do amplificador é um fator muito importante. Ao amplificar um sinal, visa-se alterar apenas sua amplitude, e não a informação contida nele, sendo indesejada a introdução de qualquer informação nova. Assim, pretende-se que o sinal de saída do amplificador seja uma réplica exata, porém ampliada, do sinal de entrada. Qualquer alteração na forma de onda do sinal modifica a informação carregada por ele, introduzindo componentes harmônicas, que são indesejadas, pois são consideradas distorções.

Um amplificador que opera na região linear preserva os detalhes da forma de onda do sinal e é caracterizado pela relação:

$$V_o(t) = A_d V_i(t),$$

em que V_i e V_o são, respectivamente, os sinais de entrada e de saída do amplificador, e A_d uma constante que representa o fator de amplificação, conhecido como ganho do amplificador. Esse amplificador, destinado em primeiro lugar a operar com sinais de entrada muito pequenos, visa a aumentar a amplitude do sinal, sendo por esse motivo considerado amplificador de tensão.

Vale ressaltar também que os amplificadores necessitam de uma fonte de alimentação cc (corrente contínua) para operar. Por se tratar de um amplificador, é de se esperar que o sinal de saída seja maior que o sinal de entrada, o que produz um questionamento sobre a origem dessa energia extra. No entanto, a fonte de alimentação cc não só responde a questionamento, como também fornece a potência dissipada no circuito interno do amplificador.

A região linear do amplificador, como já mencionado anteriormente, é aquela na qual o sinal de saída é fidedigno ao de entrada. Ela se restringe a uma faixa limitada de tensão de entrada e, quando o amplificador opera com duas fontes de alimentação, uma positiva (+Vcc) e outra negativa (-Vcc), a tensão de saída não

pode exceder um determinado limite positivo (este menor que V_{cc}) nem ser inferior a um limite negativo (este maior que $-V_{cc}$). No caso da alimentação simples (apenas V_{cc}), o circuito pode ser polarizado para operar próximo do ponto médio, região linear que está em V_{cc} .

As características de transferência dos amplificadores "podem exibir não-linearidade de diferentes proporções, dependendo do quão sofisticado é o circuito amplificador e do esforço dedicado ao projeto do amplificador para garantir a linearidade em sua operação." Quando o sinal de entrada ultrapassa o limite de tensão na qual há linearidade, ocorre distorção no sinal de saída, e a amplificação será não-linear. Quando o sinal de entrada, mesmo para a região linear, tem um ganho que faria o sinal de saída ultrapassar a tensão de alimentação, ocorre saturação da saída, e o sinal é ceifado no limite inferior ao módulo de V_{cc} . Ambas as distorções podem ocorrer concomitantemente.

5.2 Amplificador Operacional

Um amp op (amplificador operacional) é projetado para ampliar a diferença de tensão entre seus terminais v_1 e v_2 . Um amp op ideal apresenta impedância de entrada infinita e ganho diferencial ($v_2 - v_1$) - também conhecido como ganho em malha aberta - muito alto.

5.2.1 AD620

O AD620 é um amplificador diferencial muito utilizado na aquisição de sinais biológicos, por apresentar índices baixos de ruídos. Esse circuito integrado (CI) é composto internamente por um circuito similar ao da figura 1, onde R_1 exteriorizado controla o ganho, podendo variá-lo de um a mil pela seguinte expressão:

$$A_d = \frac{49.4k\Omega}{R_1} + 1$$

No entanto, o CI AD620, com datasheet no anexo 1, apresenta melhor casamento dos amplificadores internos que a montagem da figura 1.

5.2.2 LF353

Esse CI apresenta impedância de entrada ($10^{12}\Omega$) e ganho de voltagem em aberto (típico de 100 V/mV) altos, o que o aproxima significativamente de um amplificador ideal, caracterizado por impedância de entrada e ganho infinitos.

6. Filtros

6.1 Especificação do Filtro

Os filtros que executam seleção de frequências deixam passar os sinais de frequências cujo espectro está dentro de uma faixa especificada e impedem a passagem dos sinais de frequências que estejam fora dessa faixa. "Cada filtro tem idealmente uma faixa de frequência (ou faixas) na qual o módulo da amplitude é unitário (faixa de passagem) e uma faixa de frequência (ou faixas) na qual o módulo da transmissão é zero (faixa de bloqueio)" (SEDRA; SMITH, 2005, p.814).

Como a transmissão de um circuito físico não pode mudar abruptamente da borda da faixa de passagem para a faixa de bloqueio, há uma faixa de frequência entre elas em que a atenuação aumenta de 0dB até a atenuação mínima A_{\min} . Essa faixa de frequência é a faixa de transição entre a borda da faixa de passagem ω_p e a borda da faixa de bloqueio ω_s . A razão entre ω_s e ω_p é o fator de seletividade do filtro; quanto mais essa razão se aproximar da unidade, mais o filtro se aproximará do ideal. No entanto, para isso, o filtro deverá ser de ordem mais alta e, portanto, mais complexo e de maior custo.

São quatro os principais tipos de filtro:

- Passa-baixas (PB), que elimina as frequências superiores à frequência ω_p ;
- Passa-alta (PA), que elimina as frequências inferiores à frequência ω_p , tendo, dessa forma, ω_s menor que ω_p ;
- Passa-faixa (PF), que, contendo ω_{p1} e ω_{p2} , permite a passagem da banda formada pelas frequências entre ω_{p1} e ω_{p2} , incluindo-as;
- Rejeita-faixa (RF), que, contendo ω_{s1} e ω_{s2} , rejeita a banda formada pelas frequências entre ω_{s1} e ω_{s2} incluindo-as.

6.2 Função de Transferência

A função de transferência do filtro $T(s)$ é a razão da tensão de saída $V_o(s)$ pela tensão de entrada $V_i(s)$,

$$T(s) = \frac{V_o(s)}{V_i(s)}$$

A função de transferência do filtro $T(s)$ pode ser escrita como uma razão de dois polinômios como:

$$T(s) = \frac{a_m s^m + a_{m-1} s^{m-1} + \dots + a_0}{s^n + b_{n-1} s^{n-1} + \dots + b_0}$$

O grau do denominador, n , é a ordem do filtro. Para o circuito ser estável, o grau do numerador deve ser menor ou igual ao do denominador: $m \leq n$. Os coeficientes do numerador e do denominador, a_0, a_{01}, \dots, a_m e b_0, b_1, \dots, b_{n-1} , são números reais. Os polinômios do numerador e do denominador podem ser fatorados, e $T(s)$ pode ser expresso na forma:

$$T(s) = \frac{a_m (s-z_1) (s-z_2) \dots (s-z_m)}{(s-p_1) (s-p_2) \dots (s-p_n)}$$

As raízes no numerador, z_1, z_2, \dots, z_m , são os zeros da função de transferência, ou zeros de transmissão; e as raízes do denominador, p_1, p_2, \dots, p_n , são os pólos da função de transferência ou os modos naturais. Cada zero ou pólo de transmissão pode ser um número real ou complexo. Os zeros e pólos complexos, entretanto, devem ocorrer aos pares conjugados" (SEDRA; SMITH, 2005, p.817).

A distância do pólo ao eixo $j\omega$ ($0 - \Re\{p_n\}$) é dada pelo inverso do Q , fator de qualidade do pólo. Quanto maior for Q , mais o pólo se aproxima do eixo $j\omega$ e, conseqüentemente, mais seletiva será a resposta do filtro. Um fator de qualidade

infinito produz pólos sobre o eixo $j\omega$; já um fator de qualidade menor que zero produz oscilações.

Portando, para que o circuito do filtro seja estável, "todos os pólos devem estar à esquerda do plano s " (SEDRA; SMITH, 2005, p.818); em outras palavras, devem ter a parte real negativa. Eles são posicionados na vizinhança da faixa de passagem, e os zeros de transmissão são usualmente posicionados sobre o eixo $j\omega$ nas frequências da faixa de bloqueio.

7. Captação e Ampliação do Sinal

A necessidade de amplificação existe porque os sinais captados são de baixa amplitude, da ordem de microvolt (μV) ou milivolt (mV). Esses sinais são muito pequenos para um bom processamento o qual se tornaria muito mais fácil se a amplitude dos sinais fosse maior. O bloco que realiza essa operação é chamado de amplificador de sinal.

7.1 Captação do Sinal de Forma Diferencial

A microeletrônica fornece material suficiente para a ampliação de um sinal tanto quanto se desejar, no entanto os amplificadores reais introduzem distorções e ruídos, além de ampliar o ruído captado juntamente com a informação útil. Para sinais neurológicos, esse fato se torna um problema, visto que, na captação não invasiva, além do sinal captado ser considerado de baixa amplitude, necessitando de um amplificador de ganho altíssimo, ele apresenta ruído com ordem de grandeza superior ao próprio sinal.

Na tentativa de captar o sinal de forma não invasiva, dois novos problemas surgem: a alta impedância entre o axônio e o eletrodo de captação, e a dificuldade técnica de captar o potencial intracelular.

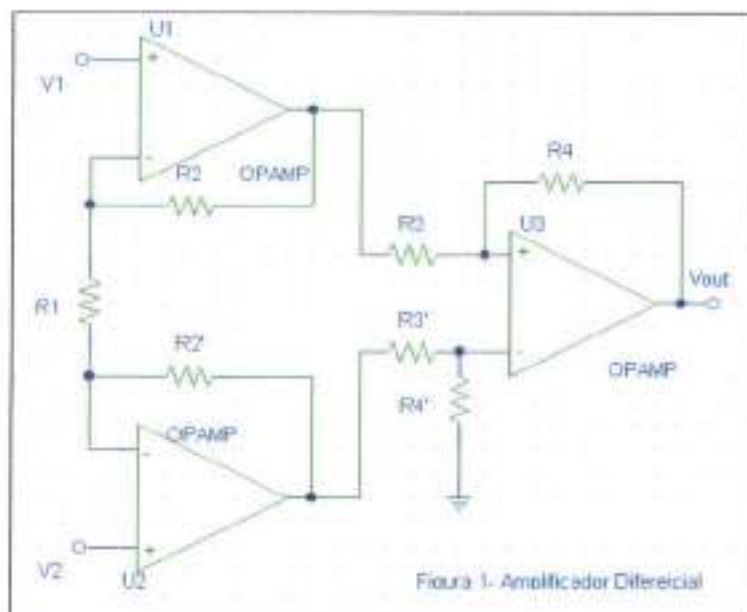
A pele, o tecido adiposo, o tecido muscular e o tecido gorduroso que revestem o nervo geram um isolamento entre o eletrodo e o axônio. Quando se tenta medir a tensão no axônio, esse isolamento é visto como uma alta impedância, o que, por um lado, forma um divisor resistivo com a impedância de entrada do amplificador e, assim, diminui o sinal na entrada desse; por outro lado, o aumento da impedância de entrada do amplificador - na tentativa de otimizar o divisor resistivo - torna o amplificador mais suscetível a ruídos. Para captar o potencial intracelular, seria necessário um amplificador com impedância de entrada infinita, o que tornaria o circuito extremamente suscetível a ruídos.

Na tentativa de eliminar o ruído com ordem de grandeza superior ao sinal, e sem captar o sinal intracelular, visto a atual impossibilidade, chegou-se à conclusão de que o amplificador deveria ser diferencial, isto é, teria somado ao terra mais dois pontos para captação do potencial, sendo a diferença entre eles ampliada.

Inicialmente, foi montado o amplificador diferencial do Esquemático 1, com a seguinte equação de ganho:

$$A_d = \frac{V_0}{V_i} = \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) \frac{R_4}{R_3}$$

posteriormente substituído pelo circuito integrado (CI) AD620, que se mostrou mais preciso. Esse CI foi intitulado como segundo estágio do aquisitor de sinais neurológicos.



Esquemático 1: Amplificador Diferencial.

7.2 Ampliação do Sinal Captado

O CI AD620 fornece uma amplificação diferencial de até mil vezes. No entanto, em sinais neurológicos de dezenas de microvolts, essa ampliação não é suficiente para uma boa discretização e processamento. Assim, dois estágios de amplificação, um inversor e o outro não-inversor, foram montados fazendo uso do CI LF353 e colocados após o amplificador diferencial. O inversor com ganho variável de menos um a menos cento e um ($G = (1, -101)$), e o não-inversor, de dois a cento e dois ($G=(2, 102)$), intitulados, respectivamente, como terceiro e quinto estágios do aquisitor de sinais neurológicos, proporcionam, somado ao segundo estágio do aquisitor (o CI de captação), um ganho máximo em módulo superior a $10^7 V/V$, capaz de dar a um sinal de microvolts a amplitude necessária para um bom processamento.

Um dos amplificadores foi colocado na configuração inversora para compensar a inversão que o filtro rejeita-faixa, apresentado no próximo item, introduzirá.

8. Filtro Rejeita-faixa

Os aparelhos elétricos e os seres humanos estão sujeitos às interferências das frequências da rede e de suas harmônicas. Eles funcionam, literalmente, como antenas, captando ruídos nas frequências de 60 Hz (ou 50 Hz) e seus harmônicos. Essas frequências correspondem às frequências das linhas de transmissão, ou seja, da rede elétrica. Os Estados Unidos, o Japão e o Brasil utilizam 60 Hz, os demais países, 50 Hz.

A interferência da rede elétrica que não é eliminada no estágio diferencial, somada à que é captada pelo circuito, tem amplitude suficiente para saturar o amplificador ou para reduzir sua eficiência, uma vez que a amplitude do ruído é maior que a do sinal.

Além disso, os sinais biológicos têm parte significativa de seus espectros na mesma região de interferência causada pela rede elétrica. Dessa forma, o sistema desenvolvido deve apresentar um filtro que não somente rejeite a frequência da rede de força local, mas um filtro que rejeite essa frequência com um fator de qualidade elevado, ou seja, um filtro passa-faixa com banda muito estreita, para evitar que se eliminem informações juntamente com os ruídos.

A tecnologia mais antiga para a execução de filtros faz uso de indutores e capacitores, que, portanto, são chamados de filtros passivos LC. Esses filtros funcionam bem em altas frequências, no entanto, em aplicações de frequências inferiores a 100kHz, os indutores necessários são volumosos, e suas características deixam de ser ideais. Por esse motivo, há o interesse em filtros que não necessitam de indutores como os filtros ativos RC.

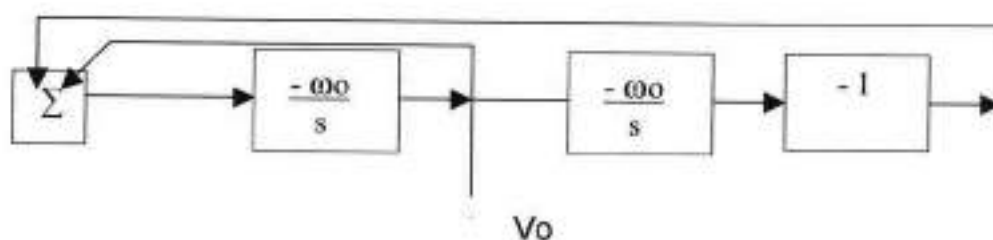
A substituição do indutor mostrou-se, matematicamente, uma alternativa satisfatória, no entanto, na prática, é altamente suscetível a ruídos.

8.1 Desenvolvimento

Um rejeita-faixa de segunda ordem tem a seguinte equação de transferência:

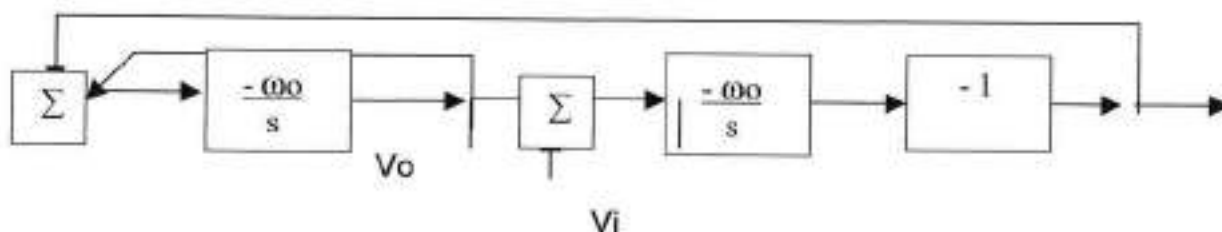
$$\text{Trf}(s) = \frac{V_o}{V_i} = \frac{s^2 + \omega_0^2}{s^2 + s \omega_0/Q + \omega_0^2} \quad (1)$$

A partir do denominador pode-se montar o seguinte diagrama de blocos:



onde $s^2 V_o = -V_o (s \omega_0/Q + \omega_0^2)$.

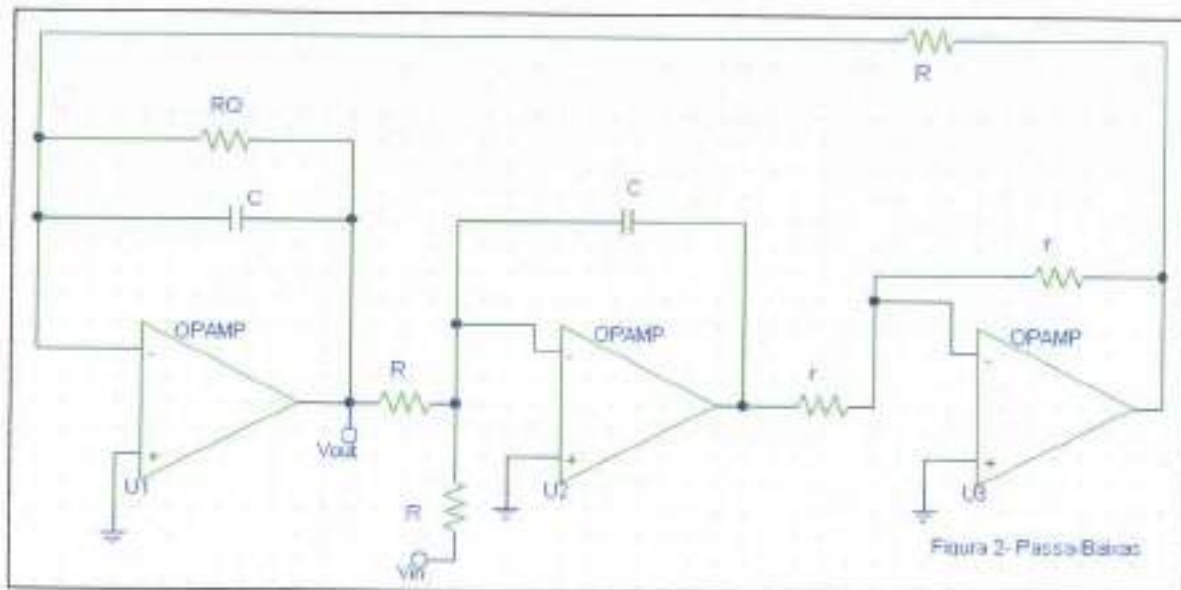
Introduzindo uma alimentação V_i após o primeiro integrador temos o seguinte diagrama de blocos:



que corresponde à seguinte equação de transferência de um filtro passa-baixas de segunda ordem:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{\omega_0^2}{s^2 + s \omega_0/Q + \omega_0^2} \quad (2)$$

Fazendo $CR = 1/\omega_0$, o diagrama de blocos pode ser implementado como no Esquemático 2.



Esquemático 2: Passa-baixas Planejado.

Introduzindo, no Esquemático 2, a alimentação V_i' através de um capacitor de mesmo valor C , anula-se o efeito do primeiro integrador sobre essa alimentação, e sendo $V_i' = V_i$, tem-se um filtro rejeita-faixa de segunda ordem com a seguinte equação de transferência:

$$T_f(s) = \frac{V_o}{V_i} = \frac{s^2 + 1/C^2 R^2}{s^2 + s/QRC + 1/C^2 R^2} \quad (3)$$

e o Esquemático 3 como uma possível implementação, conhecida também como biquad Tow-Thomas, com alimentação direta.

A saída V_{out} do filtro foi ligada a um amplificador na configuração seguidor de tensão, que funciona como um buffer, impedindo que qualquer coisa ligada na saída do filtro influencie em sua realimentação.

Projetando $CR = 1/2\pi f_0$ para rejeitar 60 Hz, fez-se $C = 10\text{ nF}$, então $R = 265\text{ k}\Omega$; ou para rejeitar 50 Hz, $R = 318\text{ k}\Omega$.

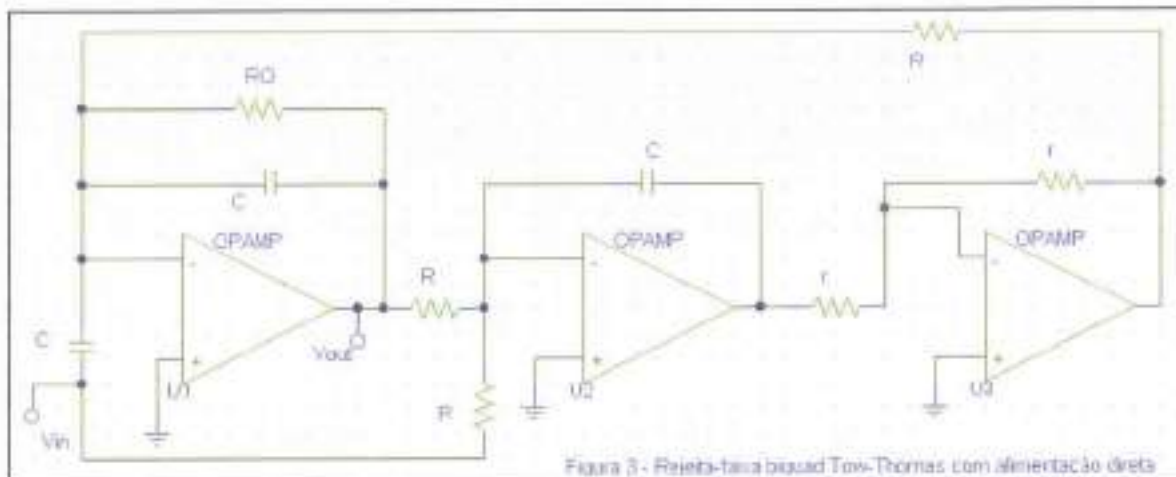


Figura 3 - Rejeita-faixa biquad Tow-Thomas com alimentação direta

Esquemático 3: Esquemático de um Rejeita-faixa Biquad Tow Thomas com Alimentação Direta.

O fator de qualidade Q é controlado pelo resistor RQ . Dado que a tensão da rede oscila entre 59 e 61 Hz, essas frequências têm de estar abaixo da frequência de corte; e dado que R tem centenas de ohms e um RQ muito grande seria suscetível a ruídos ou visto como aberto, o valor prático de Q não pode exceder a 10 (dez). Projetando Q próximo de 8 (oito), $RQ = 2,2M$, tem-se a equação 3:

$$Trf(s) = \frac{V_o}{V_i} = \frac{s^2 + (2\pi 60)^2}{s^2 + s2\pi 60/8 + (2\pi 60)^2} \quad (4)$$

Fatorando a equação 4 :

$$Trf(s) = \frac{V_o}{V_i} = \frac{(s + 2\pi 60)(s - 2\pi 60)}{(s - 2\pi 60/16 - j2\pi 60 \cdot 0.998)(s - 2\pi 60/16 + j2\pi 60 \cdot 0.998)} \quad (5)$$

tem-se a equação de transferência de um filtro com zeros em $2\pi 60$ e $-2\pi 60$ e pólos em $2\pi 60(-1/16 - j1.99/2)$ e $2\pi 60(-1/16 + j1.99/2)$. É interessante ressaltar que ambos os pólos estão à direita do plano s , o que caracteriza um filtro estável. A curva de resposta em frequência do filtro simulado no PSpice, para um sinal de entrada com um volt de amplitude, está no Gráfico 1. Nela, pode-se observar $\omega_{p1}(A_1)$, $\omega_{s1} \approx \omega_{s2} \approx 60$ Hz, e $\omega_{p2}(A_2)$, que proporcionam $\omega_{s1}/\omega_{p1} \approx 1,06$ e $\omega_{s2}/\omega_{p2} \approx 0,94$ como fatores de seletividade do filtro.

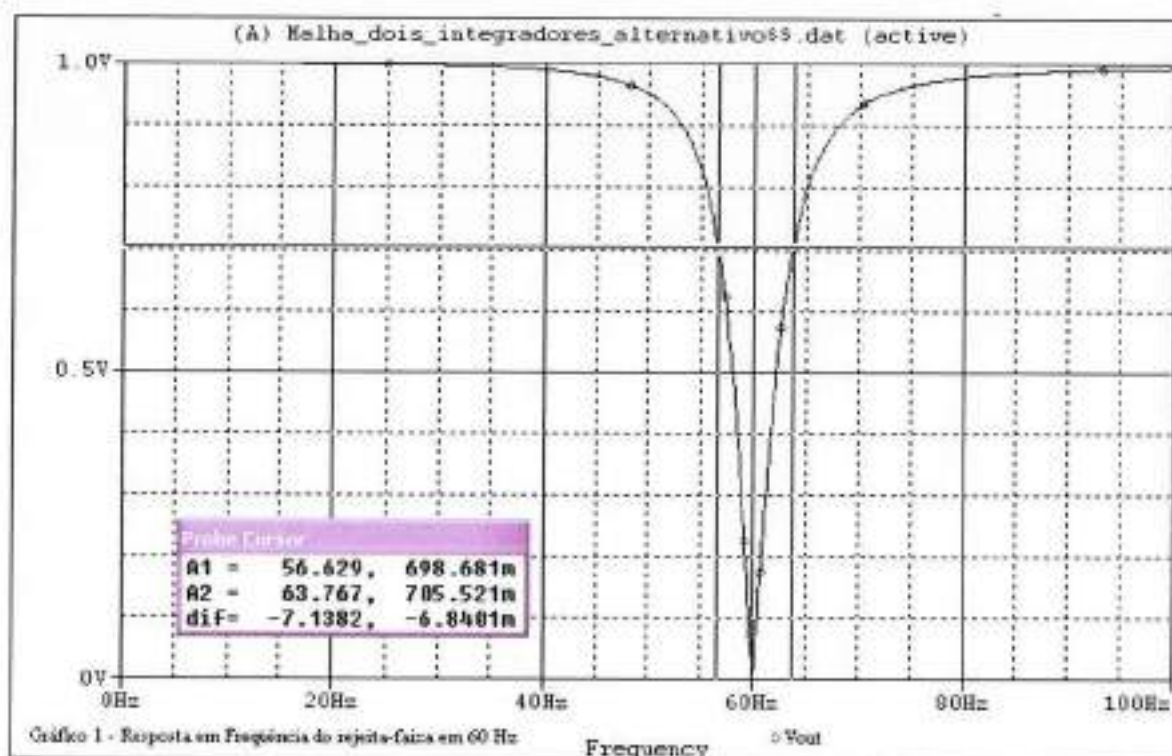


Gráfico 1: Resposta em frequência do rejeita-faixa em 60 Hz traçado pelo PSpice para um sinal de entrada com um volt de amplitude.

Curiosamente, o circuito da Figura 3, quando montado em proto board, apresentava frequência de corte em 57 Hz em vez de 60 Hz. Os resistores R (com precisão de 1%) foram experimentalmente diminuídos até 255k Ω , em cuja resistência a faixa de frequência cortada centralizou-se em 60 Hz. Uma possível explicação para esse acontecimento seria a imprecisão dos capacitores, que, com uma variação de 5% já causaria esse deslocamento na frequência de corte

$$\frac{1}{2\pi \cdot 265k \cdot 10n \cdot 105\%} = 57,2 \text{ Hz}$$

No entanto, vale ressaltar que são usados três capacitores por filtro e, tanto na protoboard quanto nas três placas de circuito impresso posteriormente montadas, eles se comportaram da mesma forma, tendo frequência de corte centralizada em 60 Hz para resistores R com 255k Ω .

Somadas à imprecisão dos capacitores, as resistências dos fios, das trilhas e das soldas do circuito impresso também contribuem para tal deslocamento, mas não o explicam, pois essas resistências, por maiores que sejam, não atingem $10k\Omega$.

A resposta em frequência para um sinal de entrada de 400 milivolts de amplitude ($V_{in_{pp}} = 0,4V$) do filtro rejeita-faixa montado em circuito impresso foi levantada no laboratório com o auxílio de um osciloscópio e um gerador de funções, e está apresentada no Gráfico 2, com seus eixos na escala linear, e no gráfico 3, tendo sido colocado o eixo y, que representa a tensão de saída, na escala logarítmica.

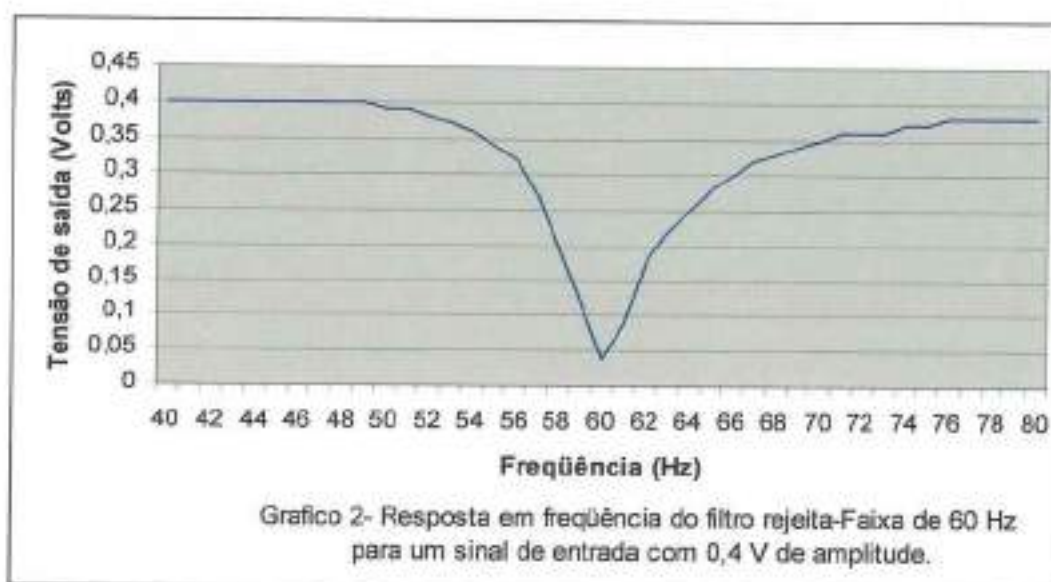


Gráfico 2: Resposta em frequência do rejeita-faixa montado em 60 Hz para um sinal de entrada de 0,4 V de amplitude.

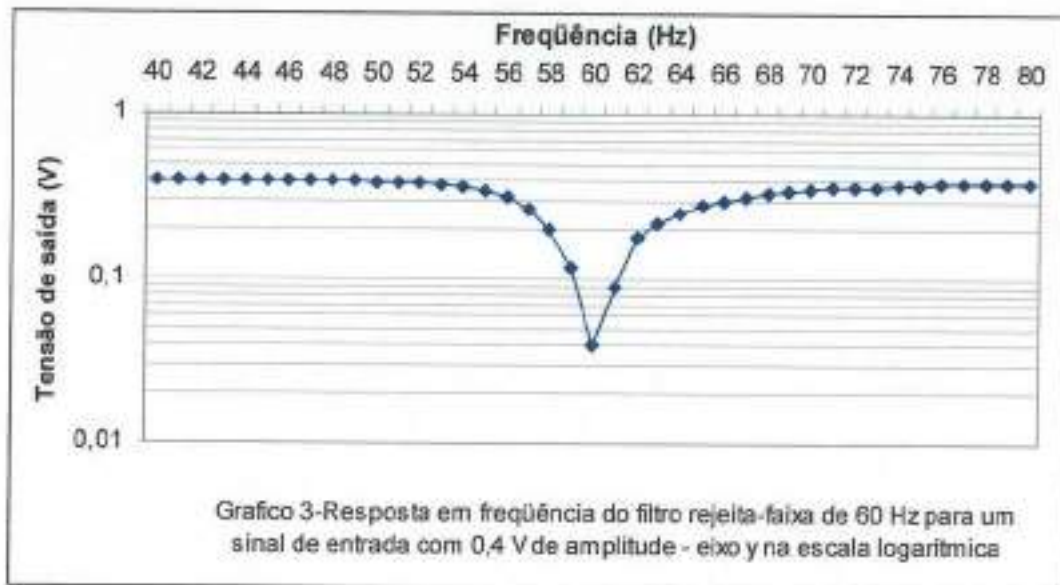


Gráfico 3: Resposta em frequência do filtro rejeita-faixa montado em 60 Hz para um sinal de entrada com 0,4 V de amplitude – eixo y na escala logarítmica.

É interessante ressaltar o objetivo desse filtro, que não foi projetado para excluir o intervalo das frequências entre 59 e 61 Hz - pois assim, não eliminaria só a frequência de rede como também o sinal desejado presente nesse intervalo -, e sim para atenuar suficientemente a frequência da rede, sem eliminar o sinal desejado nem saturar o amplificador. Dessa forma, o filtro projetado atingiu a expectativa e, conseqüentemente, seu objetivo.

Na tentativa de, sem deixar a tensão da rede saturar o sinal, poder amplificá-lo ao máximo antes de atenuar a tensão da rede, minimizando, assim, a passagem da frequência da rede captada pela placa, o filtro rejeita-faixa foi colocado entre o terceiro e o quinto estágios do aquisitor, tendo sido então, denominado quarto estágio.

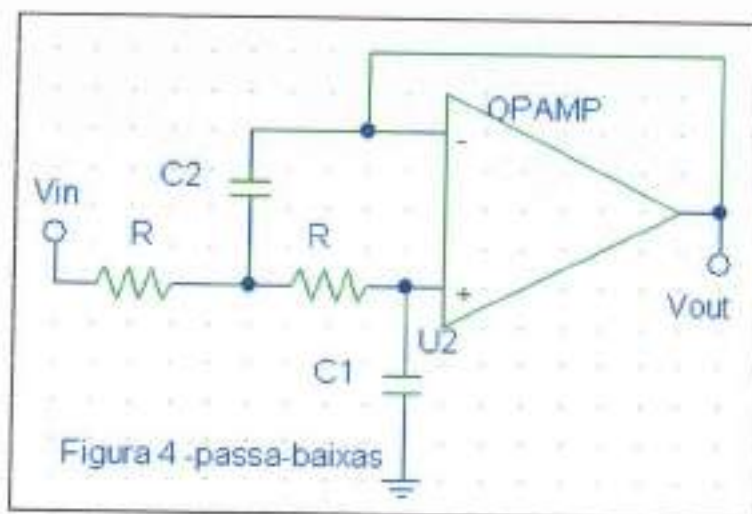
9. Filtro Passa-baixas

O sinal captado e amplificado precisa, então, ser discretizado e armazenado para um futuro processamento, como uma Transformada de Fourier, por exemplo. O próximo problema encontrado nesse projeto é causado pela taxa de amostragem T_s , na qual o sinal será discretizado. As frequências contidas no sinal amostrado superiores à metade da frequência f_s de amostragem causarão rebatimento na Transformada de Fourier, o que é indesejável (ver OPPENHEIM; WILLSKY, Signals e Systems, cap. 6, 7 e 8). Segundo Nyquist, para que não haja rebatimento, $\omega_s > 2\omega_s$, onde ω_s é a frequência máxima do sinal que será amostrado, e ω_s é a frequência de amostragem. Como o sinal neurológico captado não será periódico, em uma Transformada de Fourier, sua frequência máxima será superior a $\omega_s/2$ para qualquer ω_s finito (ver OPPENHEIM; WILLSKY, Signals e Systems), e um passa-baixas tornar-se-á necessário.

9.1 Desenvolvimento

A placa utilizada para a discretização do sinal tem f_s igual a 100k Hz; dessa forma f_s deve ser inferior a 50k Hz.

O filtro que será utilizado como passa-baixas será um Butterworth de quarta ordem, cujos pólos são do lado esquerdo do plano s e igualmente espaçados em $5\pi/8$, $7\pi/8$, $9\pi/8$ e $11\pi/8$ radianos. Com a intenção de economizar o uso de amp ops, visto que o projeto é alimentado por baterias, cuja corrente deve ser conservada, escolheu-se a configuração do filtro ativo biquadrático com amplificadores simples como monômero desse passa-baixas, pois cada amp op corresponde a um filtro de segunda ordem. Para obter o Butterworth de quarta ordem, dois desse monômero serão colocados em série.



Esquemático 4: Passa-baixas.

Iniciando o projeto pelo circuito do Esquemático 4, um PB da família Sallen-Key, com as seguintes igualdades (5) e (6):

$$\frac{V_{in} - V_{out}}{R + (R \parallel 1/sC_2)} = \frac{V_1 - V_{out}}{(R \parallel 1/sC_2)} \quad (5)$$

$$\frac{V_1}{R + 1/sC_1} = \frac{V_{out}}{1/sC_1} \quad (6)$$

chega-se a equação de ganho:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1}{s^2 + s \frac{2}{C_2 R} + \frac{1}{C_1 C_2 R^2}} \quad (7)$$

Fazendo:

$$1/C_1 C_2 R^2 = \omega_0^2 \quad (8)$$

e

$$2/C_2 R = \omega_0/Q, \quad (9)$$

igualar-se a equação (7) à equação (2), transformando a figura 4 em um passa-baixas de segunda ordem.

Fatorando o denominador da equação (7), temos $\Delta = 4/C_2^2 R^2 - 4/C_1 C_2 R^2$; como queremos pólos imaginários, $\Delta^{1/2} = j 2 (1/C_1 C_2 R^2 - 1/C_2^2 R^2)^{1/2}$, para $1/C_1 > 1/C_2$, o que nos dá pólos em $p_1 = -1/C_2 R + j (1/C_1 C_2 R^2 - 1/C_2^2 R^2)^{1/2}$ e em $p_1' = -1/C_2 R - j (1/C_1 C_2 R^2 - 1/C_2^2 R^2)^{1/2}$.

Colocando $\omega_0 = (1/C_1 C_2 R^2)^{1/2}$ em evidência, temos $p_1 = (1/C_1 C_2 R^2)^{1/2} [(-C_1/C_2)^{1/2} + j (1 - C_1/C_2)^{1/2}]$ e $p_1' = (1/C_1 C_2 R^2)^{1/2} [(-C_1/C_2)^{1/2} - j (1 - C_1/C_2)^{1/2}]$. Para os pólos a $5\pi/8$ da origem, temos:

$$\cos(5\pi/8) = -0,38268 = -(C_1/C_2)^{1/2} \quad (10)$$

A equação (10), juntamente com a (8), dá-nos o sistema:

$$\left\{ \begin{array}{l} C_1/C_2 = 0,14645, \\ 1/C_1 C_2 = \omega_0^2 R^2. \end{array} \right. \quad (11)$$

$$1/C_1 C_2 = \omega_0^2 R^2. \quad (12)$$

Multiplicando a equação (11) pela (12) e invertendo a raiz do produto obtido, temos:

$$C_2 = 2,6131/\omega_0 R. \quad (13)$$

Multiplicando a equação (11) pelo inverso da (12), obtemos como raiz desse produto:

$$C_1 = 0,3827/\omega_0 R. \quad (14)$$

Analogamente, para os pólos a $7\pi/8$ da origem, temos:

$$\left\{ \begin{array}{l} \cos(7\pi/8) = -0,92388 = -(C_1/C_2)^{1/2} \\ C_1/C_2 = 0,85356, \\ 1/C_1 C_2 = \omega_0^2 R^2. \end{array} \right. \quad (15)$$

$$C_1/C_2 = 0,85356, \quad (16)$$

$$1/C_1 C_2 = \omega_0^2 R^2. \quad (17)$$

Multiplicando a equação (16) pela (17) e invertendo a raiz do produto obtido, temos:

$$C_2 = 1.0824/\omega_0 R. \quad (18)$$

Multiplicando a equação (16) pelo inverso da (17), obtemos como raiz desse produto:

$$C_1 = 0.9239/\omega_0 R. \quad (19)$$

As equações (13), (14), (18) e (19) fornecem os valores dos capacitores, dado um R arbitrário, para a construção de um filtro PB Butterworth de quarta ordem com frequência de corte ω_0 .

Escolhendo ω_0 igual a 28kHz (menor que a metade da frequência a ser utilizada na aquisição de sinais) e R igual a 470Ω , temos:

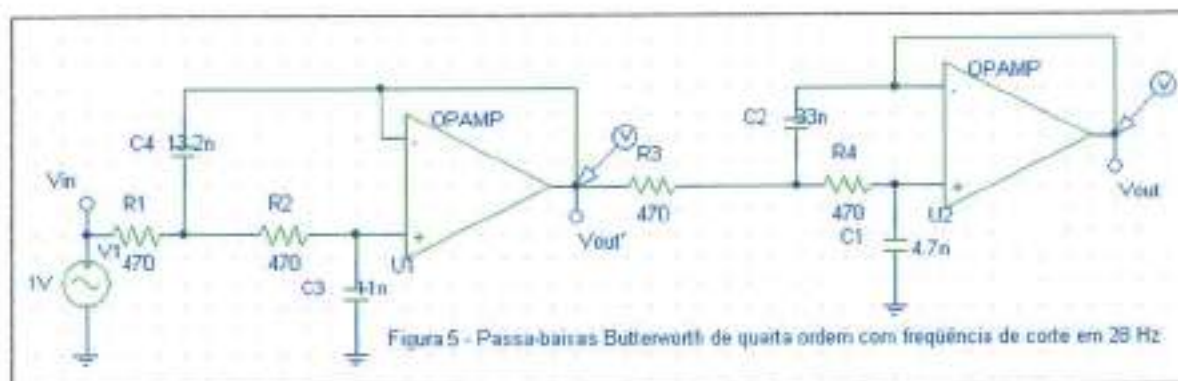
$$C_1 = 0.3827/\omega_0 R = 4,63\text{nF}, \text{ que será aproximado para } 4,7\text{nF};$$

$$C_2 = 2.6131/\omega_0 R = 31,60\text{nF}, \text{ aproximado para } 33\text{nF};$$

$$C_1 = 0.9239/\omega_0 R = 11,17\text{nF}, \text{ aproximado para } 11\text{nF};$$

$$C_2 = 1.0824/\omega_0 R = 13,09\text{nF}, \text{ aproximado para } 13,2\text{nF}.$$

O PB projetado está ilustrado no Esquemático 5, e sua curva de resposta em frequência levantada pelo PSpice, para um sinal de entrada com um volt de amplitude, no Gráfico 4. Nele, pode-se observar ω_p e ω_s , que proporcionam $\omega_s/\omega_p = 1,76$ como fator de seletividade do filtro.



Esquemático 5: Passa-baixas Butterworth de quarta ordem com frequência de corte em 28 Hz.

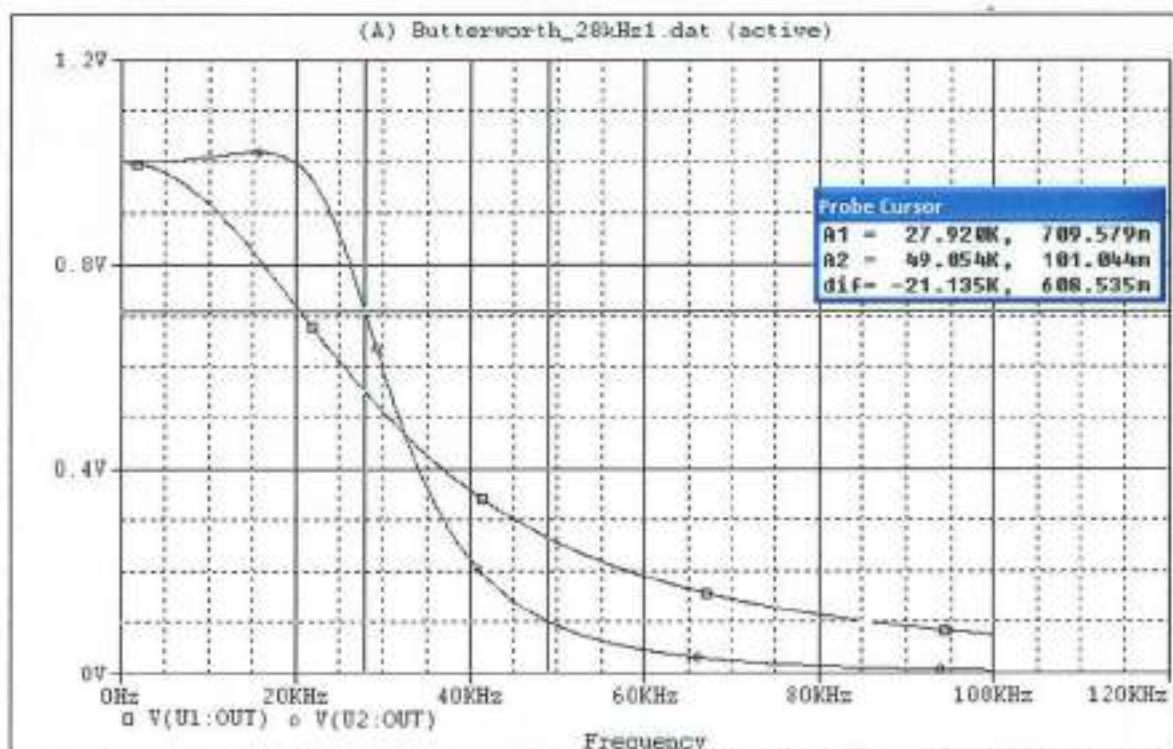


Gráfico 4 - Resposta em frequência do filtro passa-baixas Butterworth de quarta ordem V(U2:OUT) e resposta em frequência da saída do primeiro estágio do filtro que corresponde a um passa-baixas de segunda ordem V(U1:OUT).

Gráfico 4: Resposta em frequência do filtro passa-baixas Butterworth de quarta ordem V(U2:OUT) e resposta em frequência de saída do primeiro estágio do filtro, que corresponde a um passa-baixas de segunda ordem V(U1:OUT), ambos traçados pelo PSpice para um sinal de entrada com um volt de amplitude.

Esse filtro passa-baixas foi colocado imediatamente antes da saída do aquisitor de sinais neurológicos, recebendo, por esse motivo, a denominação de sexto e último estágio.

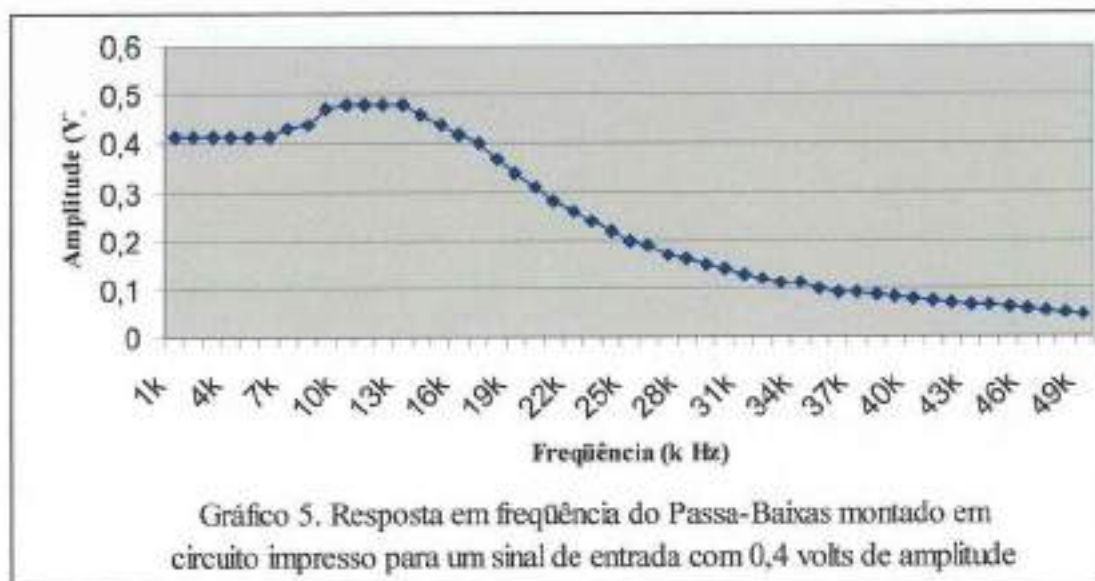


Gráfico 5: Resposta em frequência do passa-baixas montado em circuito impresso para um sinal de entrada com 0,4 V de amplitude.

O Gráfico 5 apresenta a curva, levantada com o auxílio de um osciloscópio e um gerador de funções, da resposta em frequência do aquisitor causada por esse passa-baixas para um sinal de entrada de um volt de amplitude, após montado em circuito impresso.

O fator de seletividade do filtro está alto (próximo de dois), no entanto, as frequências superiores a 49kHz estão sendo suficientemente bem atenuadas, haver rebatimento na discretização dos sinais.

10. Filtro Passa-altas

Após a montagem do circuito, notou-se uma frequente saturação de sua saída, mesmo para configurações de baixo ganho. A curto-circuitação das entradas mostrou um alto valor de *offset*, revelando que o bom funcionamento do aquisitor estava sendo comprometido por componente DC.

A primeira solução foi acoplar capacitores às entradas do sinal. Posteriormente, visando proteger o CI AD620 de cargas estáticas, preferiu-se acoplar antes do estágio diferencial (segundo estágio), em cada entrada de sinal, filtros passa-altas. Denominou-se a esses filtros primeiro estágio do aquisitor.

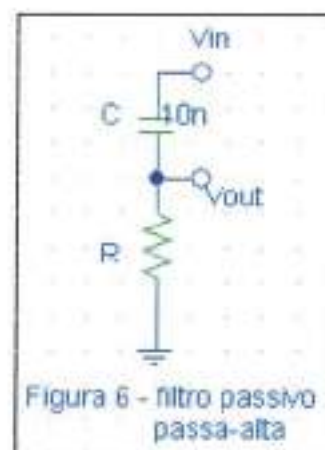
Apesar da diminuição do *offset*, a amplificação do sinal ainda estava restrita à saturação do amplificador causado pelo nível DC. Por esse motivo, um outro filtro passa-altas, idêntico aos dois anteriores, foi inserido ao fim do quarto estágio, entre o rejeita-faixa e o isolador de sua realimentação. Essa atitude diminuiu significativamente o valor do *offset* para valores inferiores a cem milivolts, independentemente do ganho total do aquisitor. O circuito resultante está ilustrado na Figura 7.

Após inserir o passa altas entre o rejeita faixa e o isolador, o primeiro estágio, embora contribua ao bom funcionamento do aquisitor, deixou de ser essencial.

10.1 Desenvolvimento

O passa-altas escolhido foi um filtro RC passivo de primeira ordem. Partindo do circuito do Esquemático 6, temos:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{R}{R + 1/sC} \quad , (20)$$



Esquemático 6: Filtro Passivo Passa-Alta.

que nos dá a seguinte função de transferência:

$$T(s) = \frac{s}{s + 1/RC} \quad (21)$$

para a qual $\omega_0 = 1/RC$ corresponde à função de transferência de um filtro passa-baixas com frequência de corte em ω_0 .

Como a impedância de entrada do segundo estágio, que corresponde à impedância de entrada do CI AD620, é alta, usamos um R alto, para, no divisor resistivo formado, não diminuirmos significativamente ainda mais o sinal que queremos captar.

Como se deseja excluir a componente DC, mas não as baixas frequências, procuramos um ω_0 próximo de zero. No entanto, almejamos capacitores eletrolíticos para esse filtro. Assim, fazendo $R = 10M$ e $C = 100n$, obtemos $\omega_0 = 1$ rad, que corresponde a 0,16 Hz.

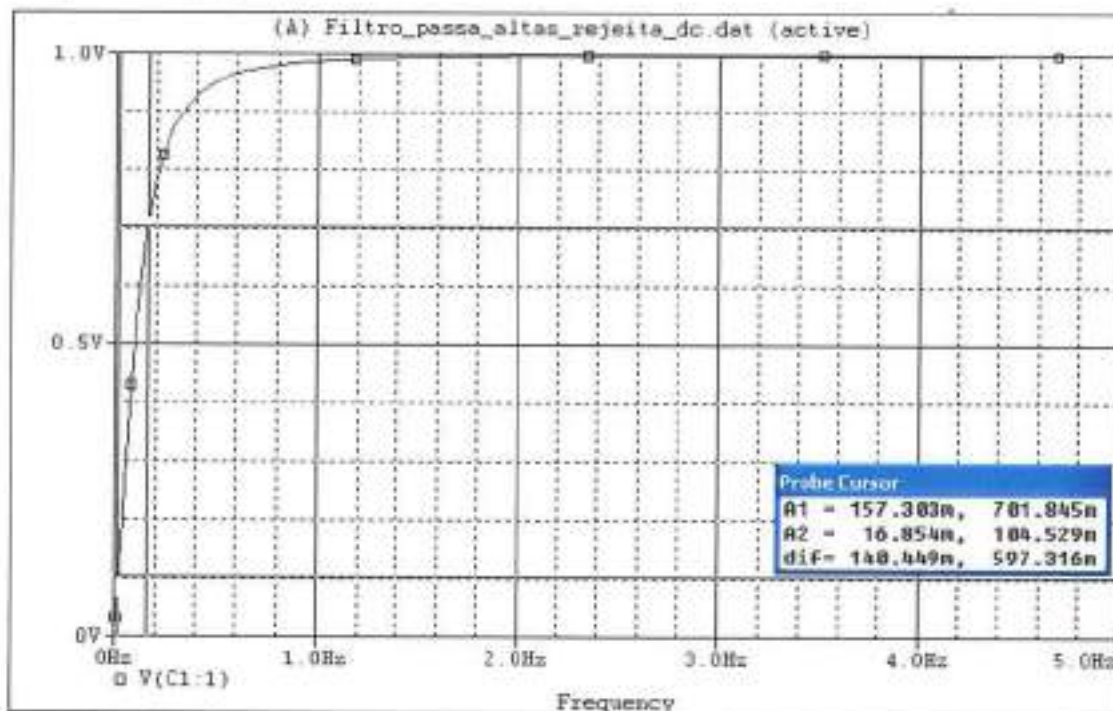
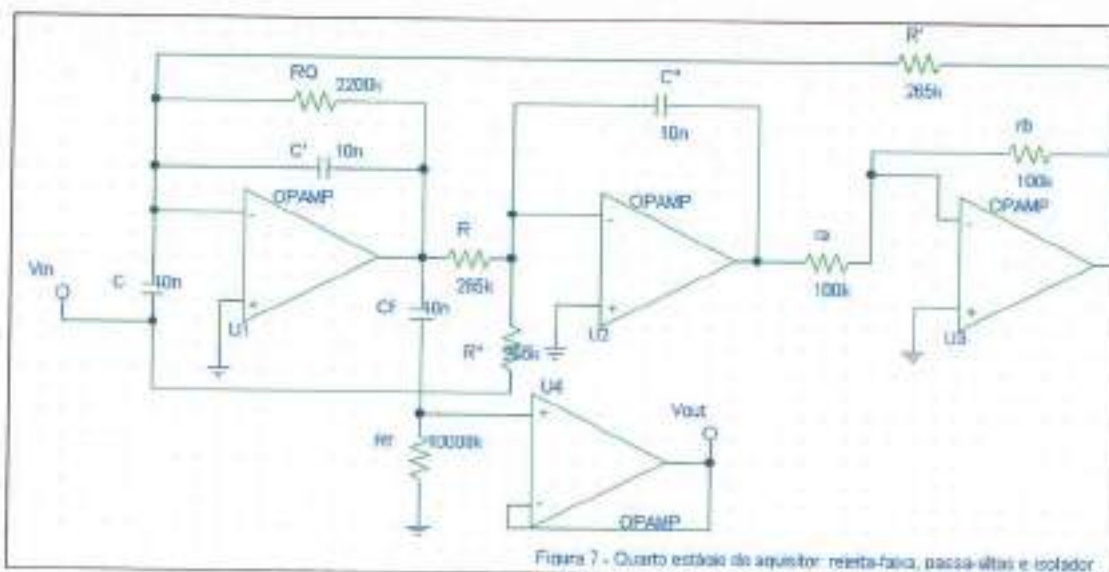


Gráfico 6 - Resposta em frequência do filtro passa-altas para rejeitar DC

Gráfico 6: Resposta em frequência do filtro passa-altas, para rejeitar DC, traçado pelo PSpice com um sinal de entrada de um volt de amplitude.

A curva da resposta em frequência desse passa-altas, traçada pelo PSpice para um sinal de entrada com um volt de amplitude, está impressa no Gráfico 6. Nele pode-se observar o $\omega_0 = 0,157\text{Hz}$ do filtro.



Esquemático 7: Quarto estágio do aquisitor: Rejeita-Faixa, Passa-Altas e Isolador.

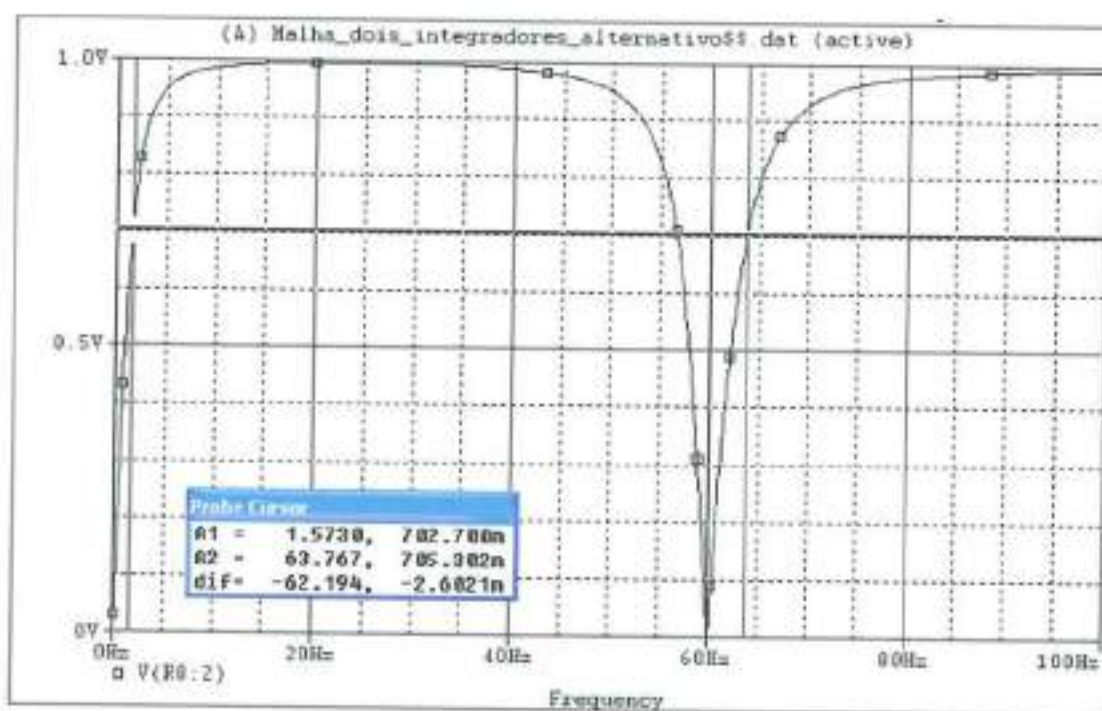


Gráfico 7 - Curva da resposta em frequência do quarto estágio do aquisitor

Gráfico 7: Resposta em frequência do quarto estágio do aquisitor, traçado pelo PSpice para um sinal de entrada com um volt de amplitude.

O Esquemático 7 mostra esse passa-altas inserido no fim do rejeita-faixa e antes do isolador, compondo, assim, o quarto estágio. A resposta em frequência

deste, traçada pelo PSpice para um sinal de entrada com um volt de amplitude, está ilustrada no Gráfico 7.

As curvas da resposta em frequência do primeiro e do quarto estágios levantadas a partir do aqisitor estão respectivamente ilustradas nos gráficos 8 e 9.

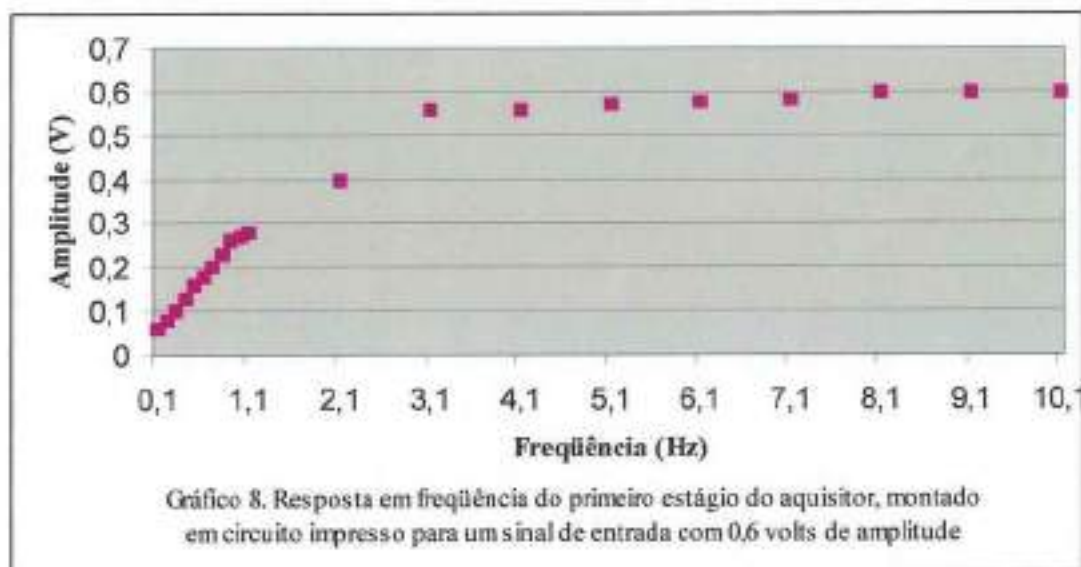


Gráfico 8: Resposta em frequência do primeiro estágio do aqisitor, montado em circuito impresso para um sinal de entrada com 0,6 V de amplitude.

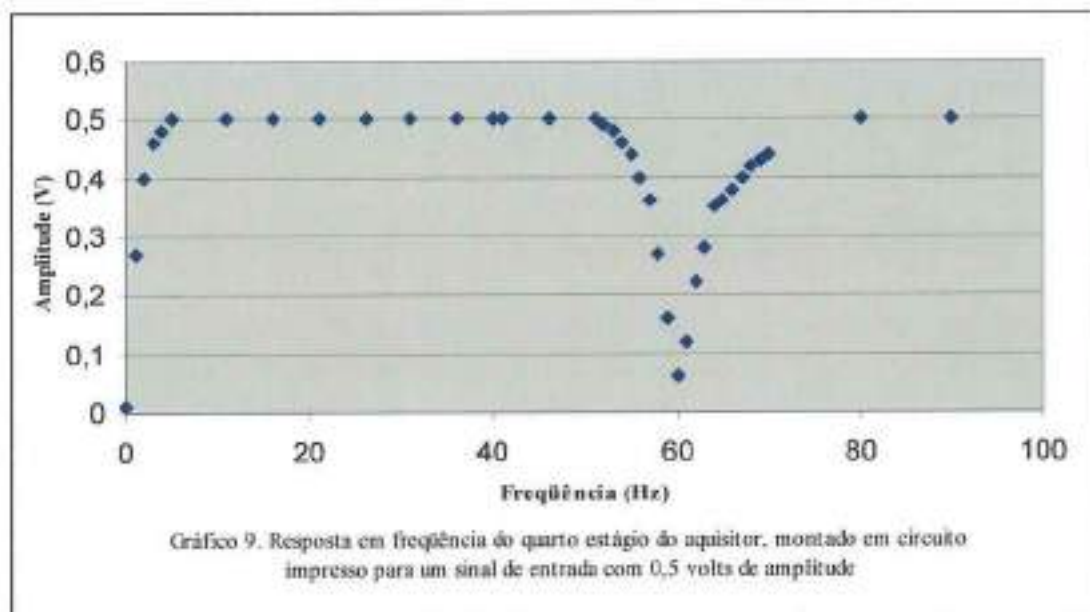


Gráfico 9: Resposta em frequência do quarto estágio do aqisitor, montado em circuito impresso para um sinal de entrada com 0,5 V de amplitude

11. Circuito Retificador

O sinal mioelétrico já foi captado, ampliado e filtrado. No entanto, dado sua aquisição feita de forma diferencial, o sinal, representante de um movimento, - abdução, por exemplo - apresenta tanto componentes positivas quanto negativas, o que é indesejável e incompatível com o acionamento de um motor. Supondo que o mesmo motor seja o responsável por executar os dois movimentos complementares - flexão e extensão - cada movimento será comandado por sinais diferente de tensão, sendo um positivo e o outro negativo. Dessa forma o sinal que comanda um movimento complementar deve ser retificado antes de ser inserido na entrada do motor.

"Uma das aplicações mais importantes do diodo é no projeto de circuitos retificadores. Um diodo retificador forma um bloco elementar essencial de uma fonte cc exigida para alimentar um equipamento eletrônico"(SEDRA; SMITH, 2005 p.172).

Os retificadores podem ser de meia onda ou de onda completa. Os primeiros são caracterizados por deixar passar apenas uma parte do sinal; a positiva ou a negativa, rejeitando a outra. Já o de onda completa permite a passagem de ambas as partes do sinal, no entanto, inverte o sinal de uma delas.

11.1 Desenvolvimento

O projeto, até o momento, visou manter o sinal o mais fidedigno possível do real. Não cabe agora excluir metade dele em um simples retificador.

Retificador em ponte é uma possível implementação de retificador de onda completa. Tem este nome "devido à similaridade com a ponte de Wheatstone" (SEDRA; SMITH, 2005 p.177), é composto por 4 (quatro) diodos dispostos como na figura a seguir.

"... Durante os semiciclos positivos da tensão de entrada, v_s é positivo e a corrente é conduzida pelo diodo D1, resistor R e diodo D2". Neste caso os diodos D1 e D2 estão diretamente polarizados com queda de aproximadamente 0,65V em

cada, o que resulta uma tensão de $V_s - 2 \cdot (0,65)$ na carga, neste caso o resistor R. Já os diodos D3 e D4 estão reversamente polarizados com tensão de aproximadamente $V_s - 0,65V$ em cada. Como o sinal de entrada V_s máximo vem de um amplificador operacional projetado aqui para operar a 9V de alimentação, atingindo no máximo 15V cada fonte, a máxima tensão reversa sobre o diodo é inferior a esta alimentação. Logo o diodo escolhido deverá suportar esta tensão. O projeto foi montado com o diodo PH4148.

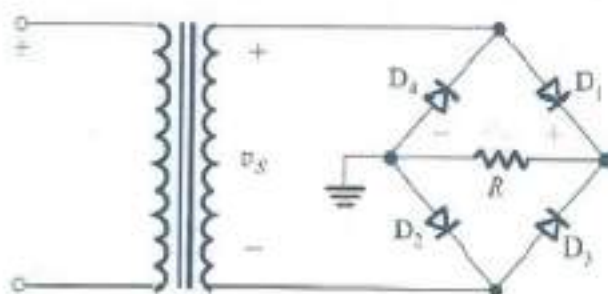
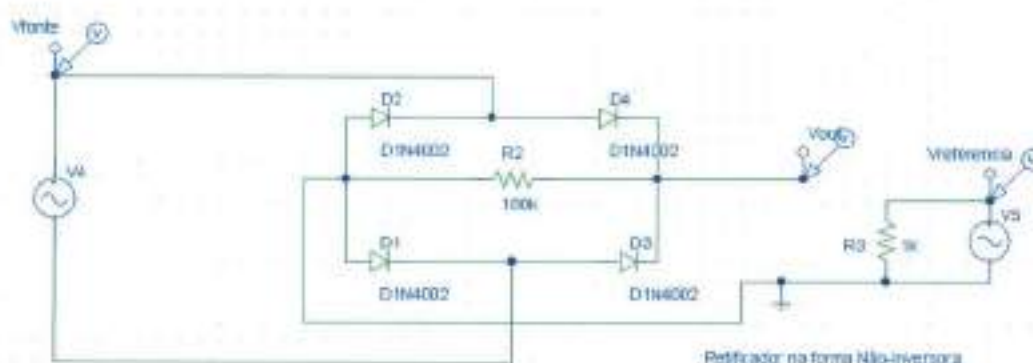
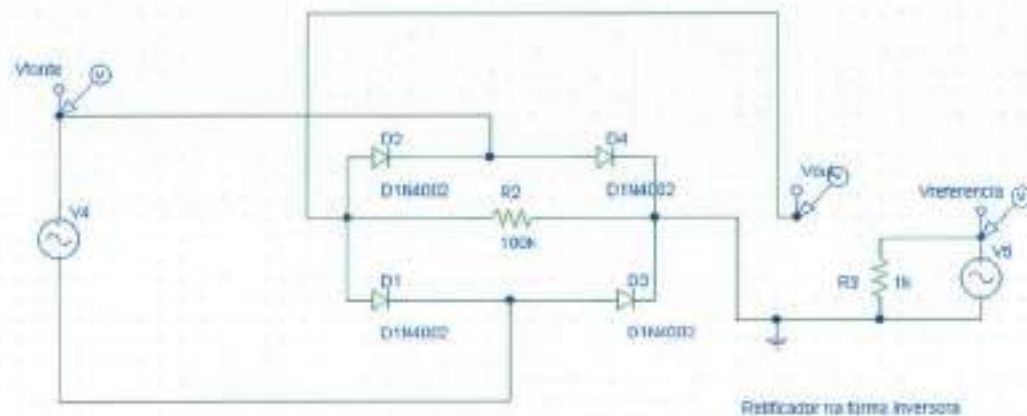


Figura 11: Retificador em Ponte.

Durante os semiciclos negativos a corrente percorre D3, resistor R e D4. Em ambos os casos a corrente percorre R no mesmo sentido: da esquerda para a direita. Assim, para termos um sinal positivo basta pegá-lo na direita, já para termos um sinal negativo, basta pegá-lo na esquerda e aterrar a direita, como mostram as figuras abaixo. Dessa forma, compomos os dois sinais complementares e antagônicos do movimento.



Esquemático 8: Retificador em Ponte não Inversor.



Esquemático 9: Retificador em Ponte Inversor.

Nos Esquemáticos 8 e 9, as fontes V5 são cópias idênticas das V4 e serem, portanto, apenas para referência, isto é, evidenciar as duas quedas de aproximadamente 0,65V, uma em cada diodo que o sinal percorrer. A tensão de entrada do retificador, representada por V4, está isolada do terra do mesmo, não apresenta, assim, o mesmo referencial de terra que o restante do circuito. A curva verde clara, representante da tensão de entrada do retificador, mostra como a tensão de entrada é vista pelo terra do retificador, fato que explica a inclusão da referência V5 e não deve induzir a equívocos de interpretação, visto que ela só representa um dos semiciclos.

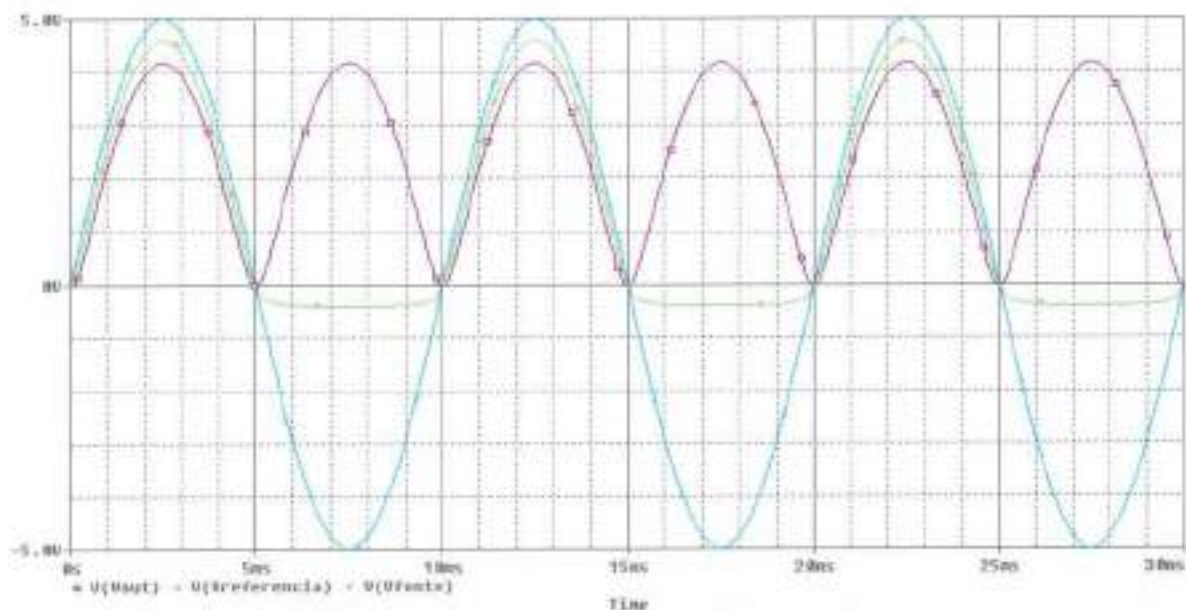


Gráfico 10: Resposta do retificador na forma não-Inversora do sinal à onda senoidal de frequência de 60Hz e 5V de amplitude.

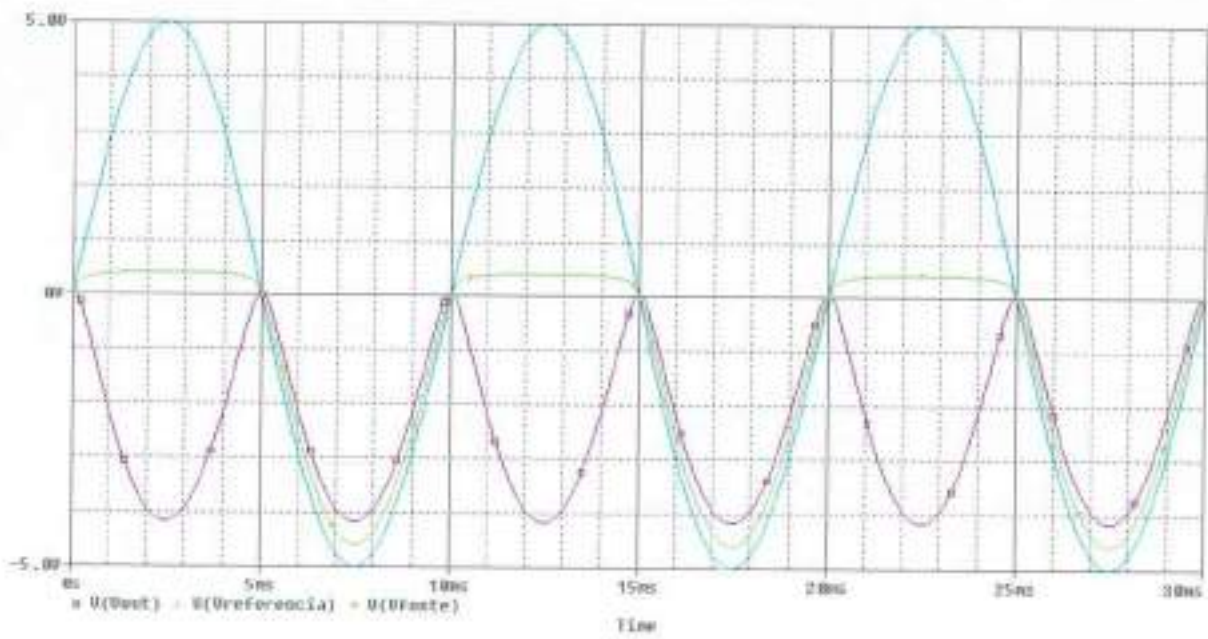


Gráfico 11: Resposta do retificador na forma inversora do sinal à onda senoidal de frequência de 60Hz e 5V de amplitude.

12. Circuito Somador

O circuito somador utiliza a configuração inversora do amp op, com uma resistência R_f no caminho de realimentação, para inserir diversos sinais v_1 , v_2 em resistências distintas R_1 , R_2 . O resultado é a soma ponderada de cada sinal na saída do amp op.

Cada movimento humano é composto por dois músculos antagônicos. Os sinais providos de cada músculo foram retificados com referências opostas de terra. Dessa forma o circuito somador fará a subtração deles.

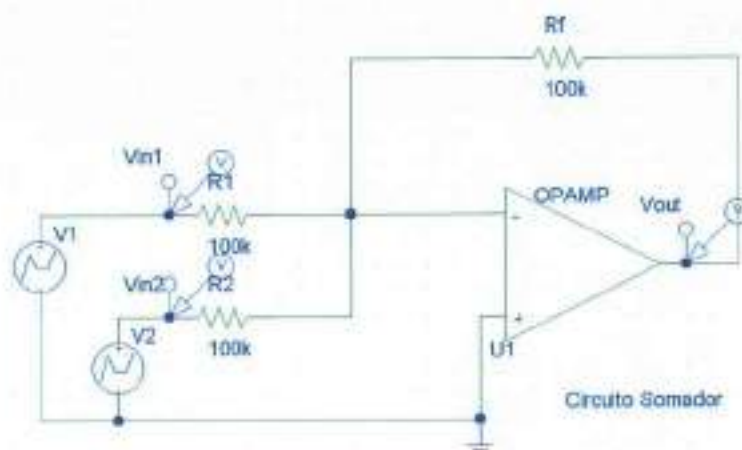
12.1 Desenvolvimento

Do esquemático abaixo implementado, dado o curto virtual temos:

$$i_1 = \frac{V_1}{R_1}, \text{ e } -i_2 = \frac{V_2}{R_2}$$

$$V_o = 0 - R_f(i_1 - i_2)$$

tendo $R_1=R_2$, V_o será positivo caso V_2 seja maior que V_1 , e negativo caso contrário. Note que, além de subtrair, o somador é um inversor com peso 1 ($R_f=R_1$).



Esquemático 10: Circuito Somador

O Gráfico 12 ilustra esse funcionamento. Caso V_1 positivo seja acionado, a saída será negativa, e caso V_2 negativo seja acionado, a saída será positiva.

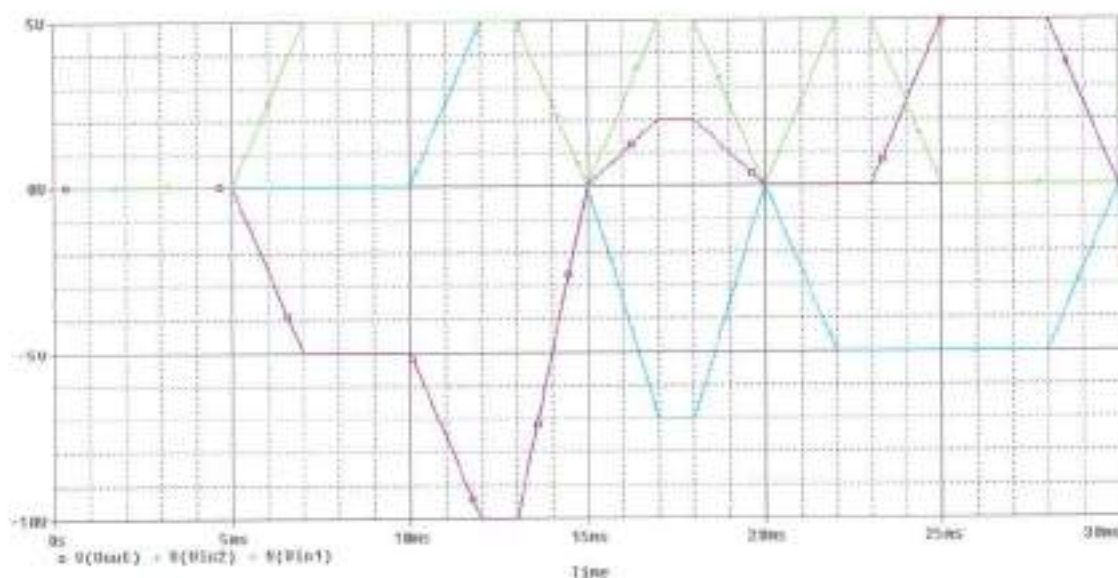


Gráfico 12: Resposta do somador na forma inversora para diversas combinações de entradas V_1 e V_2 .

Caso ambos os sinais fossem positivos, como mostra o gráfico de $t=10\text{ms}$ à $t=15\text{ms}$, eles se reforçariam para uma saída maior, o que nunca aconteceria, pois os sinais são retificados antes. Vale notar que em um momento de câibra, caracterizada pela contração de ambos os músculos antagônicos, os sinais se anularão, a saída será nula, isto é, o braço tenderá a ficar parado. No entanto, se a força em um músculo antagônico for superior ao outro ou mesmo apresentar maior

energia em seu EMG, a saída terra uma pequena tensão que pode resultar em movimento, como notamos de $t= 15\text{ms}$ a $t=20\text{ms}$.

12.2 Filtro de Ruído

Mesmo com os filtros já projetados, uma parte do ruído, composto principalmente pelo 60Hz da rede elétrica, ainda permanece no sinal. Ao ser inserido no circuito somador, o ruído tende a se anular. O ruído remanescente foi retificado junto com os sinais antagônicos do movimento, o que gerou uma componente só positiva e outra só negativa de ruído. Logo, não há interferência construtiva entre os ruídos, apenas destrutiva, o que aumenta a relação sinal ruído.

13. Circuito Integrador

Relembrando duas informações presentes na literatura:

1- existe uma ligação direta entre a amplitude do sinal mioelétrico e a força exercida tendo como base sinais de um mesmo paciente.

2- Existe uma relação entre a frequência entre os impulsos e a força.

Quanto maior é a frequência, maior é a força.

Dado as duas relações fortemente presente na literatura, podemos observar uma relação direta entre a "energia" do sinal e a intensidade da força. Ou seja, um integrador, na saída do aquisitor (segunda parte do projeto), daria indícios da intensidade da força exercida.

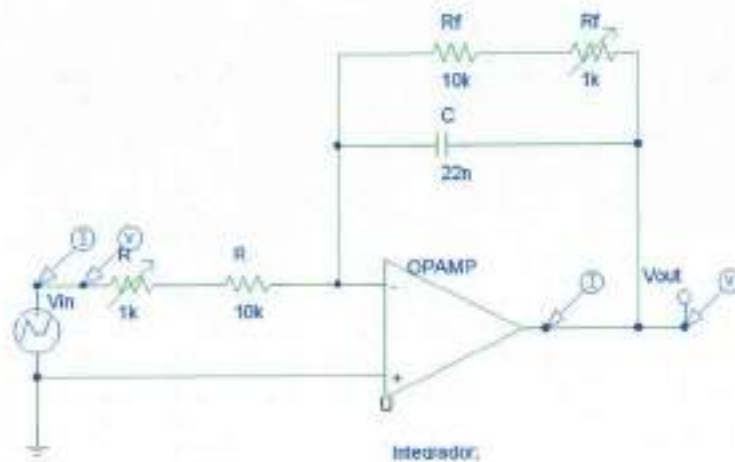
Uma vez devidamente calibrado, a carga acumulada no capacitor diria quanto e quando um motor deveria ser acionado.

Visando a utilização dos sistemas aqui projetados em diversas aplicações decidiu-se não restringir a aplicabilidade do projeto à um tipo único de motor. Os motores têm tamanhos, fontes de alimentação, tempos de resposta e torques diferentes. Obviamente para uma boa semelhança com os movimentos humanos, o indicado seria um motor pequeno, com rápida resposta e que aceite ambas as tensões de alimentação: positiva e negativa.

O sistema foi projetado para ser possível controlar, de formas independentes, a amplitude do sinal fornecido ao motor e o tempo que ele ficará disponível à saída. Este controle foi feito no circuito integrador, controlando se R_f e R .

13.1 Desenvolvimento

O circuito integrador pode ser implementado como no Esquemático 11. Acharemos a sua função de transferência no domínio da frequência:



Esquemático 11: Circuito Integrador.

O curto virtual nos diz:

$$V_{in} - 0 = R * i$$

a impedância equivalente de C e R_f em paralelo é:

$$Z = \frac{1}{(sC + 1/R_f)} = \frac{R_f}{(1 + sCR_f)} \quad (42)$$

temos:

$$0 - V_{out} = Z * i$$

e a função de transferência:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = - \frac{Z}{R} \quad (43)$$

substituindo 42 em 43:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{- R_f}{R * (1 + sCR_f)} \quad (44)$$

Levando R_f para infinito temos:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{-1}{sCR} \quad (45)$$

o que seria o integrador de Miller com constante de tempo de integração CR , ou frequência do integrador $\omega = 1/CR$. Ou seja, controlará a tensão aplicada na entrada do motor. Para motores que exigem tensão de alimentação pequena, CR será grande; para motores de alimentação grande, CR , pequeno. Como C foi fixado, o controle da constante de tempo será feita pelo potenciômetro R .

O R_f entra para descarregar o capacitor C caso o sinal nele acumulado não seja utilizado - situação evidenciada na utilização de um motor que só aceite tensões positivas, por exemplo. Esta resistência serve também para controlar o quanto o sinal será segurado na entrada de alimentação do motor.

Escolhemos $C = 22n$, R e R_f variando de $10k\Omega$ a $110k\Omega$, o que nos dá constantes de tempo de integração e de descarga de $0,22ms$ até $2,42ms$.

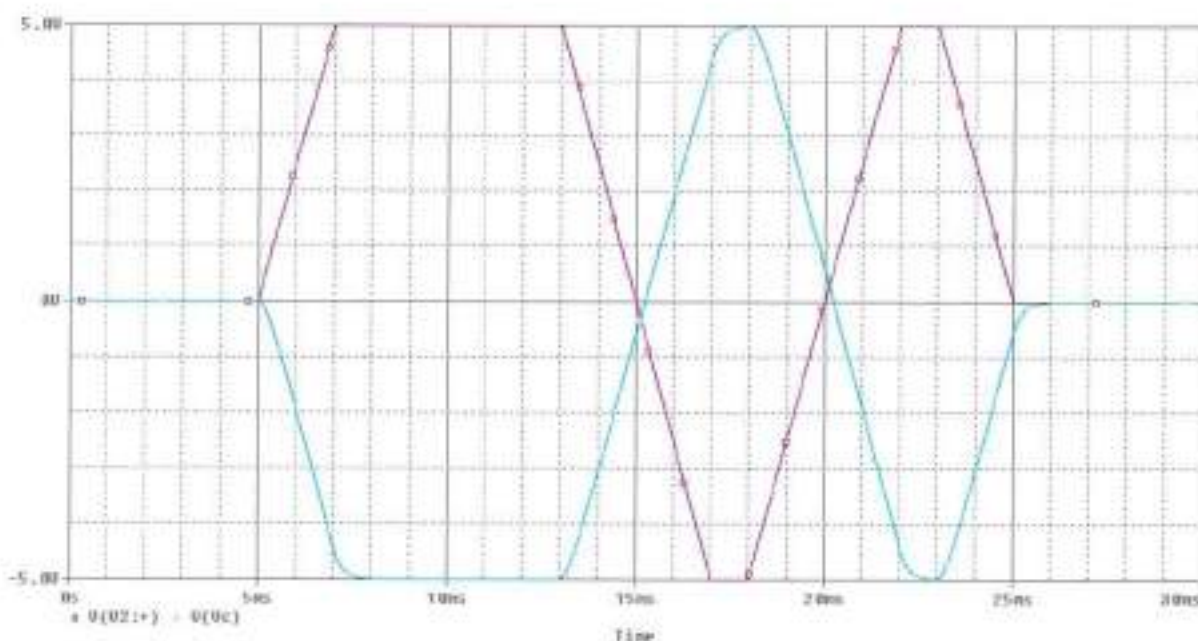


Gráfico 13: Resposta do integrador na forma inversora.

Os Gráficos 14 e 15 seguintes ilustram as saídas quando R e R_f são elevados para $110k$, separadamente. Observamos respectivamente a diminuição da tensão e o aumento do tempo de fornecimento do sinal na saída, para os mesmos sinais de entrada.

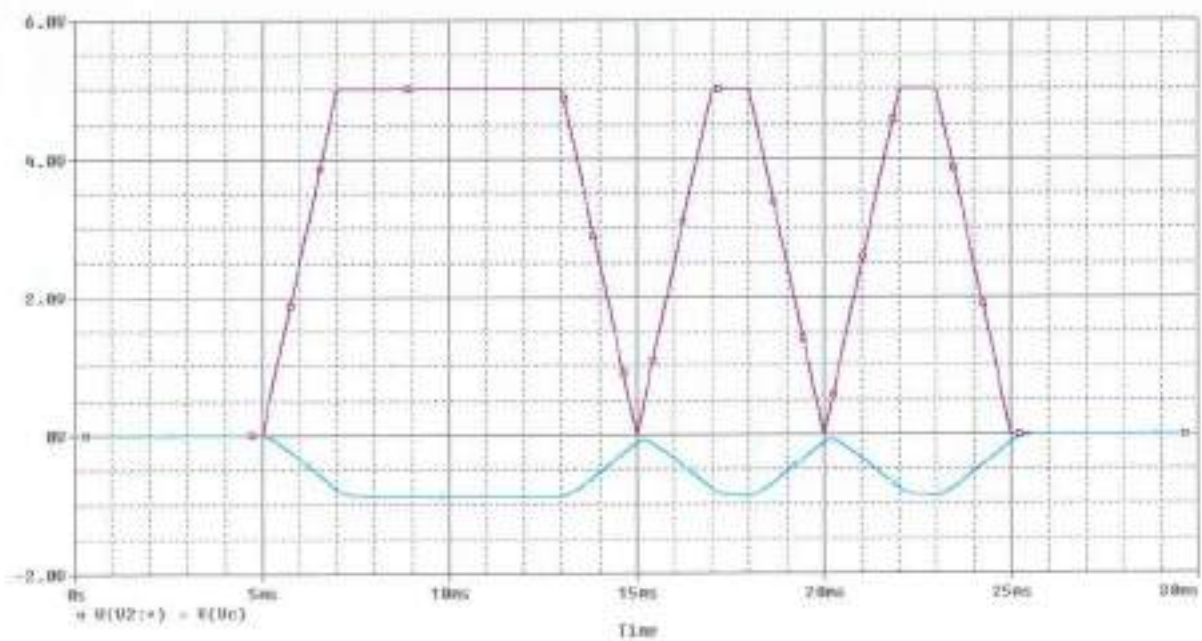


Gráfico 14: Resposta do integrador na forma inversora para $R = 110k\Omega$.

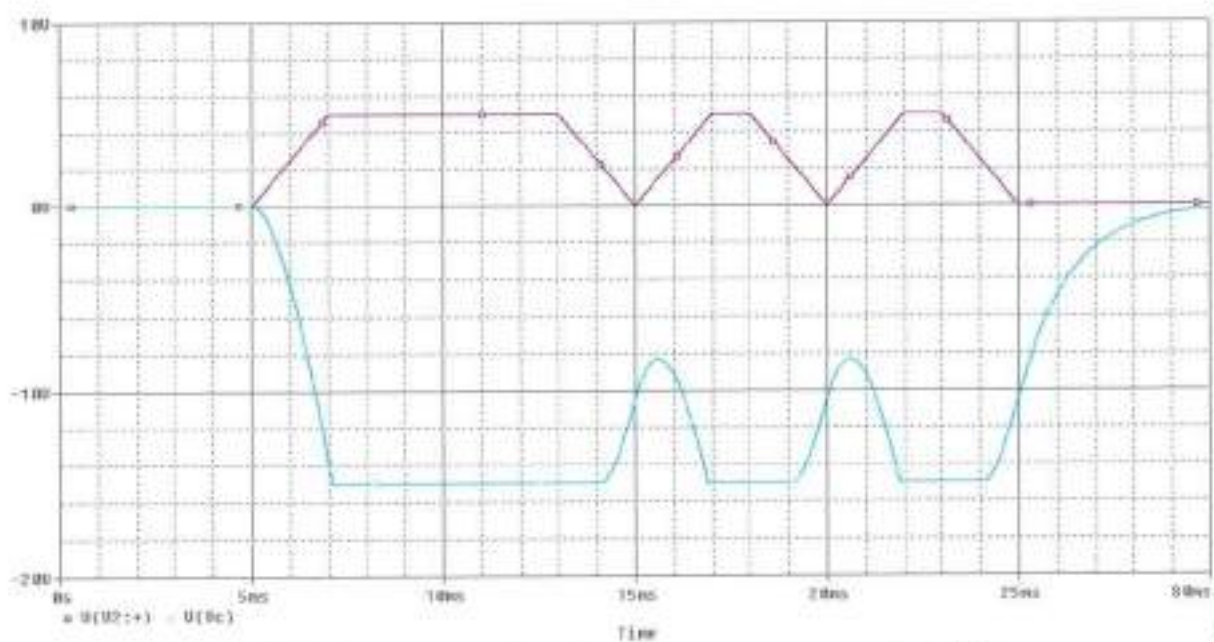


Gráfico 15: Resposta do integrador na forma inversora para $R_1 = 110k\Omega$.

14. Circuito Amplificador de Corrente

Até o momento, todos os circuitos projetados utilizaram propositalmente baixas correntes e componentes que operam com elas, o que diminui o consumo de baterias. No entanto, voltando ao ponto da possível utilização de diversos modelos de motores. O fornecimento máximo de corrente a eles deve ser aumentado, em comparação ao restante do circuito. Para tal, duas configuração de transistores foram propostas.

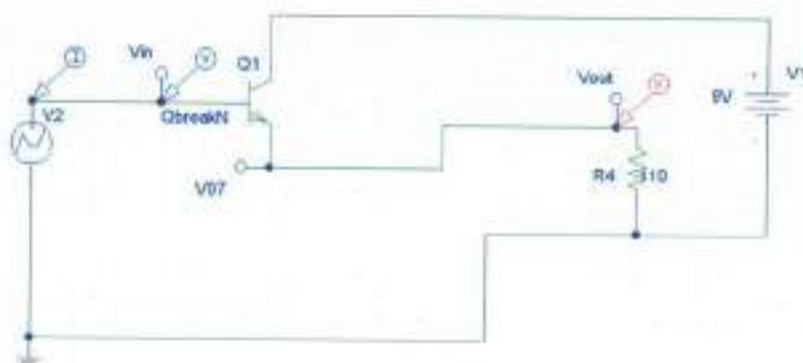
Em ambas deseja-se apenas ampliar a corrente fornecida, desta forma os transistores devem operar nas regiões de Corte- quando não há sinal- e na Ativa. Nesta, quanto maior a tensão de entrada, maior a tensão de saída, mantendo o fornecimento da corrente exigida.

A região de Saturação ocorre quando a junção coletor-base fica diretamente polarizada. Fato este que não ocorre neste projeto, pois a tensão que alimenta o coletor é a mesma que alimenta o amp op do estágio seguinte. Por este motivo não foi colocado resistores no coletor ou na base. Logo, no máximo, ambas as tensões seriam iguais, se desconsiderarmos as quedas internas do amplificador operacional. Na realidade, estas quedas fazem com que nunca as tensões se igualem.

14.1 Configuração npn

Esta configuração foi montada caso cada motor tenha apenas um sentido de rotação. A aplicação teria uma posição estável de seus componentes, por exemplo, sempre estendida por elásticos. A contração seria feita pelo sinal de eletromiografia e a extensão seria decorrente da ausência da força de contração. Esta solução é mais barato, porém, tem movimentos menos precisos. Neste caso uma das entradas do somador pode ser aterrado, desprezando a aquisição de seu sinal correspondente.

O circuito a seguir ilustra a configuração do transistor. O Gráfico 16 exemplifica seu funcionamento.



Transistores para fornecer corrente necessária ao motor

Esquemático 12: Arranjo de um Transistor para Ampliar a Corrente Fornecida ao Motor.

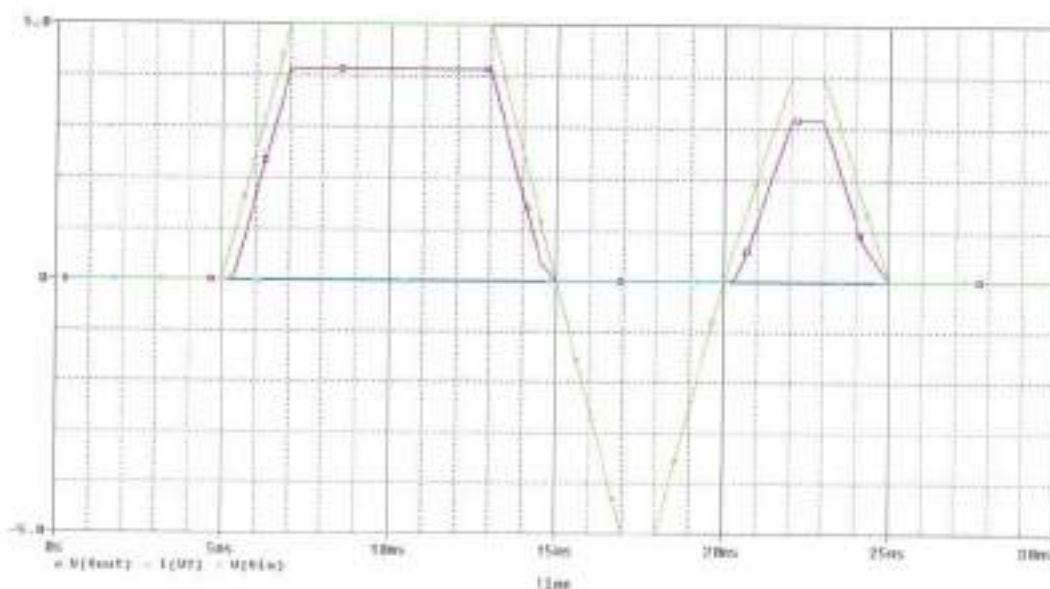


Gráfico 16: Tensão de saída do arranjo de transistores operando na região ativa dado o sinal de entrada.

14.2 Configuração npn em Série com pnp.

Neste rearranjo de transistores, a saída pode variar entre as tensões de alimentação positiva e negativa. É utilizado para acionar motores que correspondem as alimentações de sinais opostos aos sentidos de rotação diferentes.

No Esquemático apresentado a seguir a resistência R4 ilustra o motor que puxaria uma corrente de 40mA.



Esquemático 13: Arranjo de Transistores para Ampliar a Corrente Fornecida ao Motor.

Os gráficos 17, 18 e 19 ilustram a operação dos transistores na região Ativa, quando não estão cortados. Note, entre os instantes $t=20\text{ms}$ e $t=25\text{ms}$, a corrente não atingiu os 40mA desejados no exemplo. Logo, para esta tensão, o modelo de R4 não corresponde ao motor. Neste caso, a resistência R4 deveria ser inferior para uma melhor aproximação.

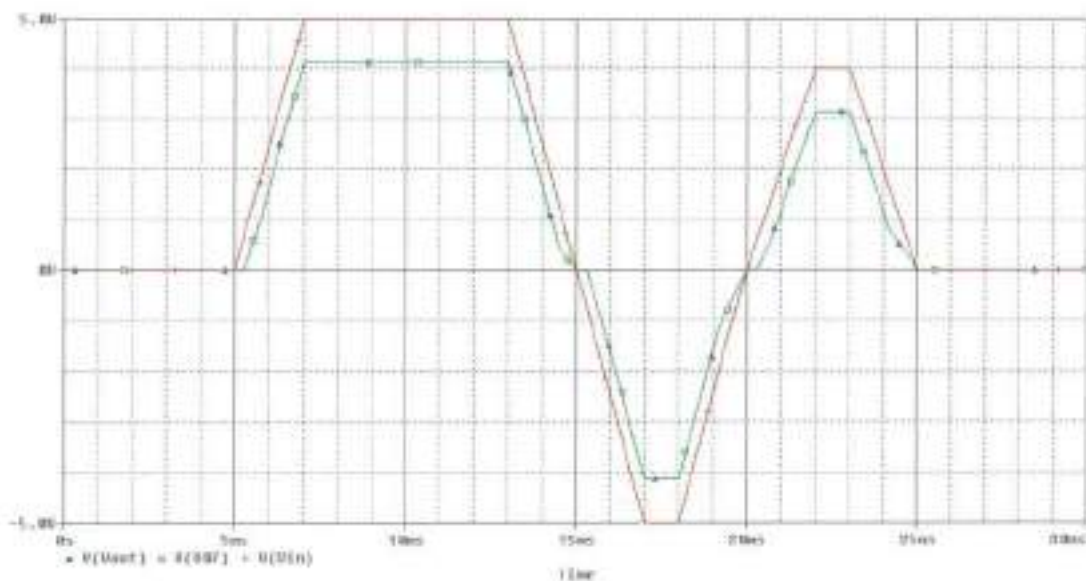


Gráfico 17: Tensão de saída do arranjo de transistores operando na região ativa dado o sinal de entrada.

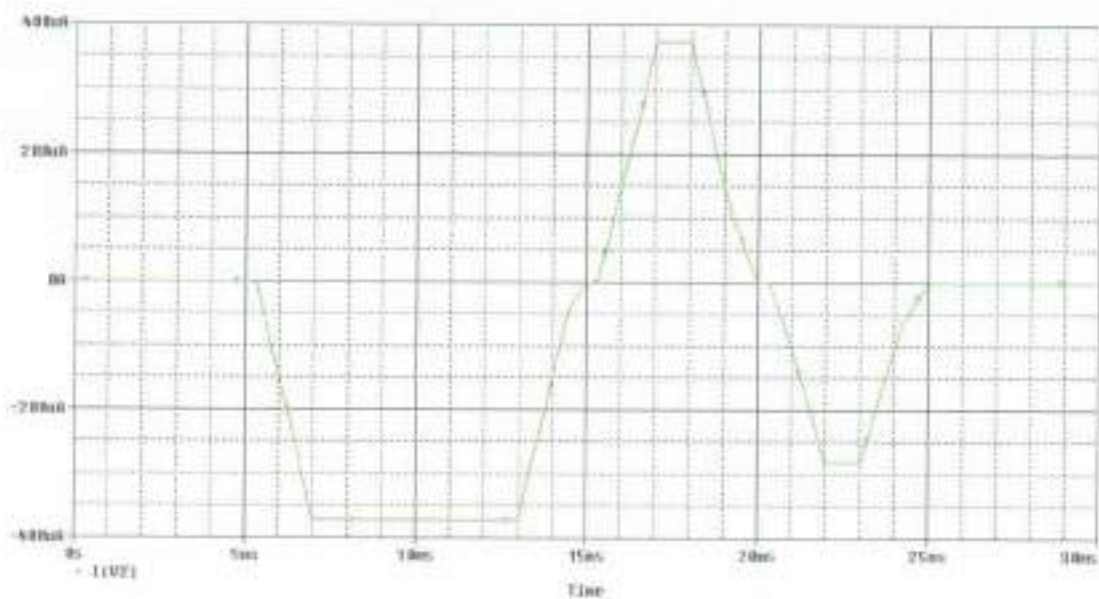


Gráfico 18: Corrente na base do arranjo de transistores operando na região ativa.

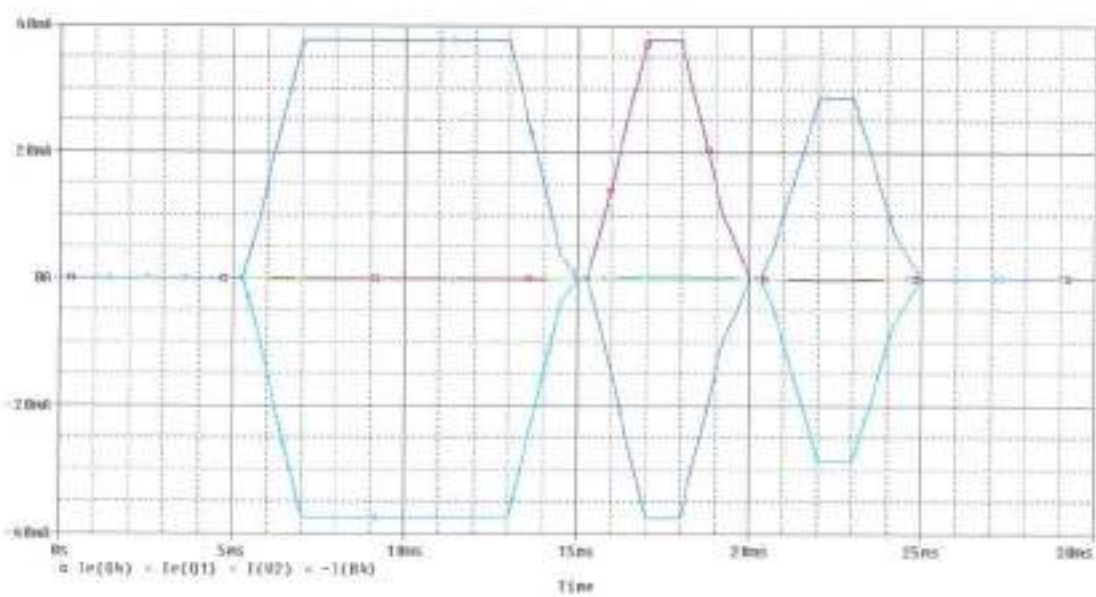


Gráfico 19: Corrente de saída dos emissores e de entrada na carga dado o arranjo de transistores operando na região ativa.

15. Montagem e Teste

O projeto pode ser dividido em dois sistemas independentes:

- o aquisitor que capta, amplia e filtra o sinal mioelétrico;
- o controlador que retifica, compõe, integra o sinal mioelétrico para mantê-lo na saída e fornece-o com a corrente necessária ao motor.

Esta divisão é feita sem prejuízo visto que ambos os sistemas podem ser utilizados independentemente em outras aplicações.

O aquisitor, dado sua característica de não inserir distorções ao sinal e de manter a proporção de ampliação de todas as frequências iguais, pode ser usado com entrada de um aplicativo de reconhecimento de padrões e assim determinar que músculo foi ativo. A existência desse padrão já foi evidenciada na literatura.

O controlador, por apresentar ajuste de constantes de tempo tanto de integração como de descarga do capacitor variáveis, pode ser usado para controlar motores e robôs com sinais de entrada diferentes dos mioelétricos, e iguais, por exemplo, a um painel de controle manual de botões ou um controle de video game.

15.1 Aquisitor

Dado o elevado número de componentes em seu circuito, o aquisitor foi feito em circuito impresso.

15.1.1 Desenvolvimento do Circuito Impresso

Com a ajuda do programa Eagle, inicialmente foi montado o circuito mostrado na figura 8, composto pelos segundo, terceiro, quinto, sexto e quarto, sem o passa-altas, estágios do aquisitor. Nessa figura, o JP1 e o JP2 correspondem às entradas, juntamente com um terra; o circuito será alimentado pelo JP3, e a saída,

disponível em JP4. Os JP5 e JP6 devem ser curto-circuitados, pois foram inseridos na otimização do circuito para eliminar um cruzamento de trilhas, devido à impossibilidade de rotá-las em apenas uma face da placa. O projeto da placa do circuito impresso foi otimizado com o auxílio do mesmo programa, chegando à figura 9. A partir dela, dez placas de cobre foram marcadas e corroidas.

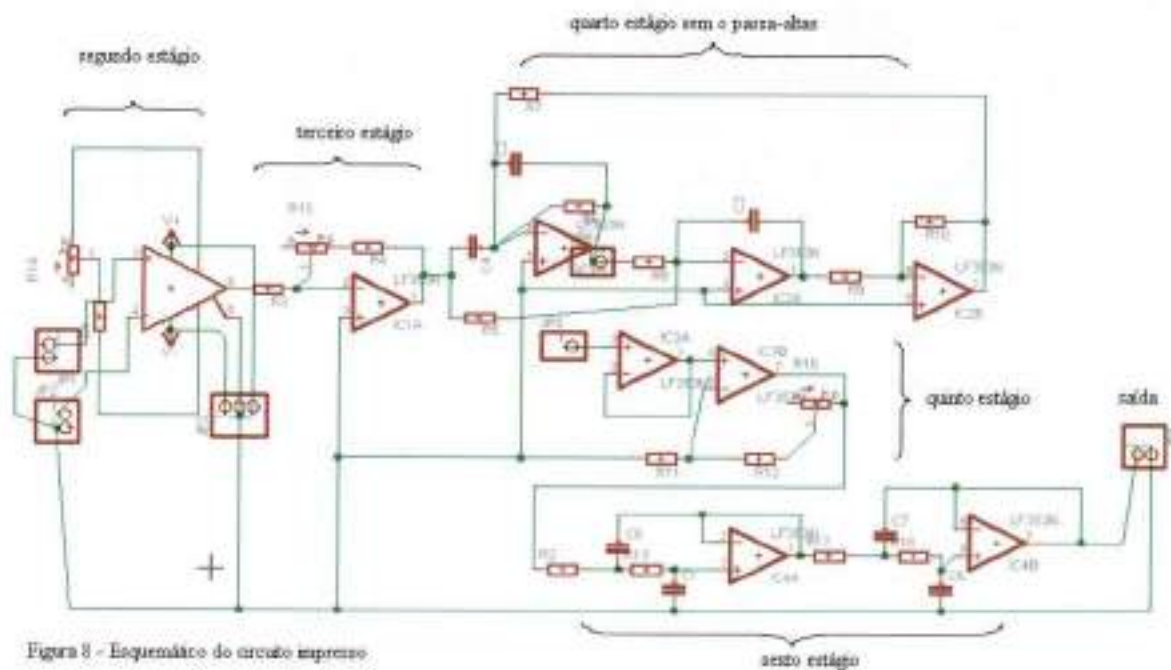


Figura 8 - Esquemático do circuito impresso

Esquemático 14: Esquemático do Circuito Impresso.

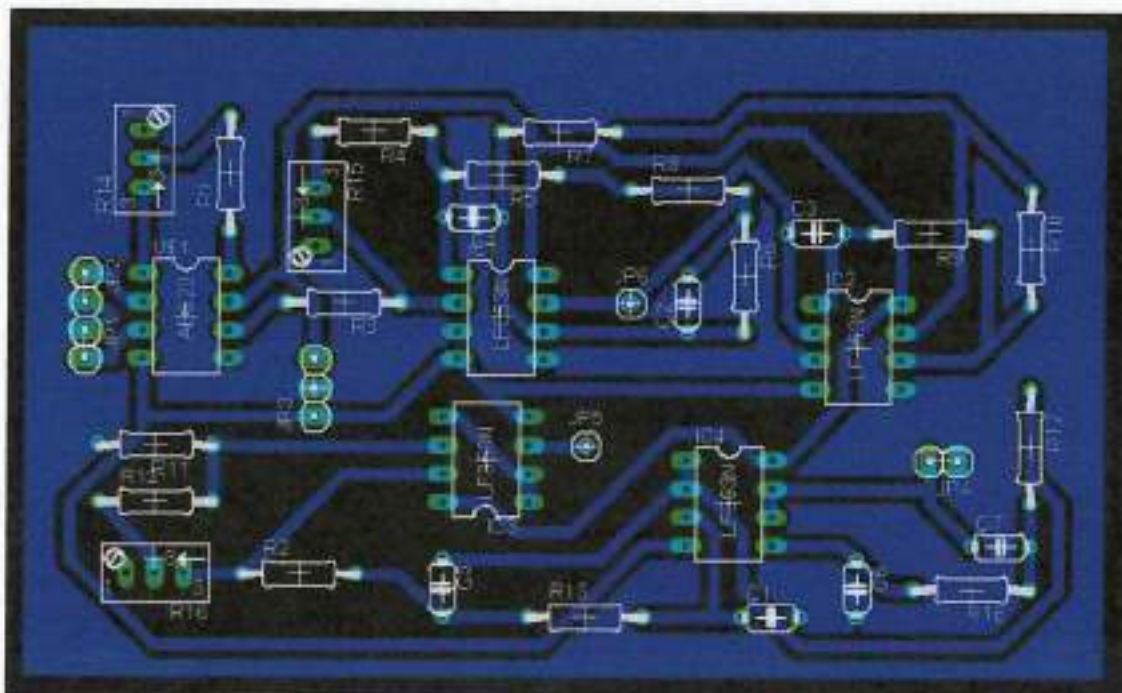


Figura 9 - Projeto do circuito impresso

Esquemático 15: Projeto do Circuito Impresso.

O teste da primeira placa - após ela ser devidamente montada, isto é, furada, e seus componentes inseridos e soldados - revelou uma constante saturação, problema já discutido neste relatório. Ou seja, a necessidade dos filtros PA foi notada após as placas já terem sido corroídas; por esse motivo, dois deles ficaram fora da placa, e o terceiro foi inserido no quarto estágio do aquisitor, entre JP5 e JP6 e nenhum deles aparece nas figuras 8, 9 e 10.



Figura 10 - Circuito impresso sem passa-altas

Figura 12: Circuito impresso ainda não Corrigido, isto é, sem Passa-altas.

Todas as curvas de resposta em frequência, com exceção das levantadas pelo PSpice, foram levantadas a partir do circuito impresso completo, mostrado na figura 11, com os filtros PA.

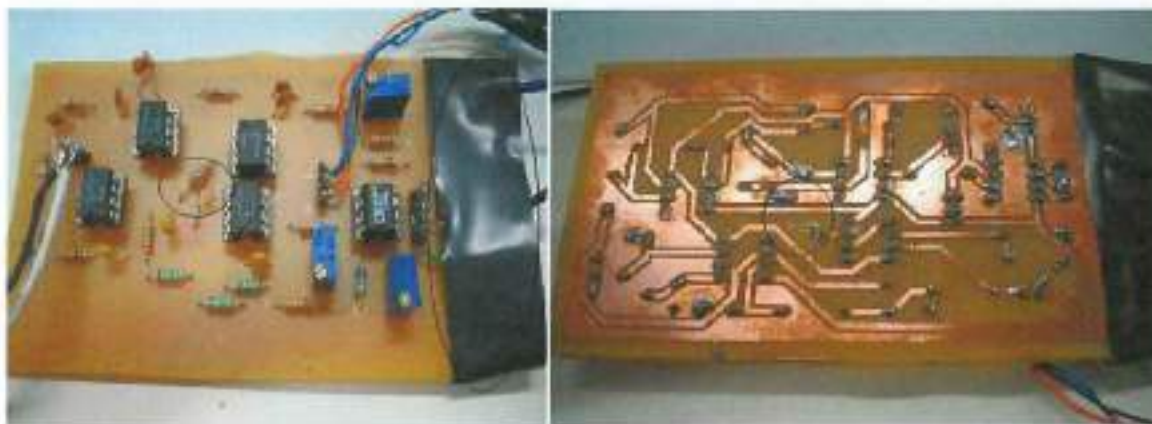


Figura 11 - Circuito impresso com passa-altas

Figura 13: Circuito Impresso Corrigido, isto é, com os Passa-altas.

15.1.2 Plotagem de Testes

Para digitalizar os dados captados por esse aquisitor, tornando-os acessíveis a uma futura análise, foram escolhidos: a placa de aquisição AT-MIO-16X da National Instruments, que pode ser instalada em um computador IBM-PC compatível e operada a partir dele, e o hardware PXI-1025 com a placa de aquisição 6071E, hardware IBM-PC compatível, com barramento de alta velocidade, ambos também fabricados pela National Instruments. Ambos os instrumentos foram preparados e testados para a utilização no projeto.

Um programa foi desenvolvido em LabView para fazer a discretização da saída do aquisitor, armazená-la em Excel e plotá-la no painel frontal do programa. Dois eletrodos de prata ligados às entradas do aquisitor foram colocados sobre os extremos do músculo opositor do polegar da mão esquerda da formanda, e uma pulseira úmida ligada aos dois terras foi posta no pulso dela como seu aterramento. O sinal de saída e o terra do aquisitor foram ligados à placa AT-MIO-16X. As três figuras seguintes mostram o painel frontal do instrumento virtual desenvolvido,

quando recebeu como entrada a saída do aquisitor em três situações. Na primeira, a formanda manteve-se em repouso; na segunda, teve a intenção de movimento, mas não moveu de fato seu dedão; e na terceira, tentou levantá-lo quando havia um peso sobre ele (Figura 16).

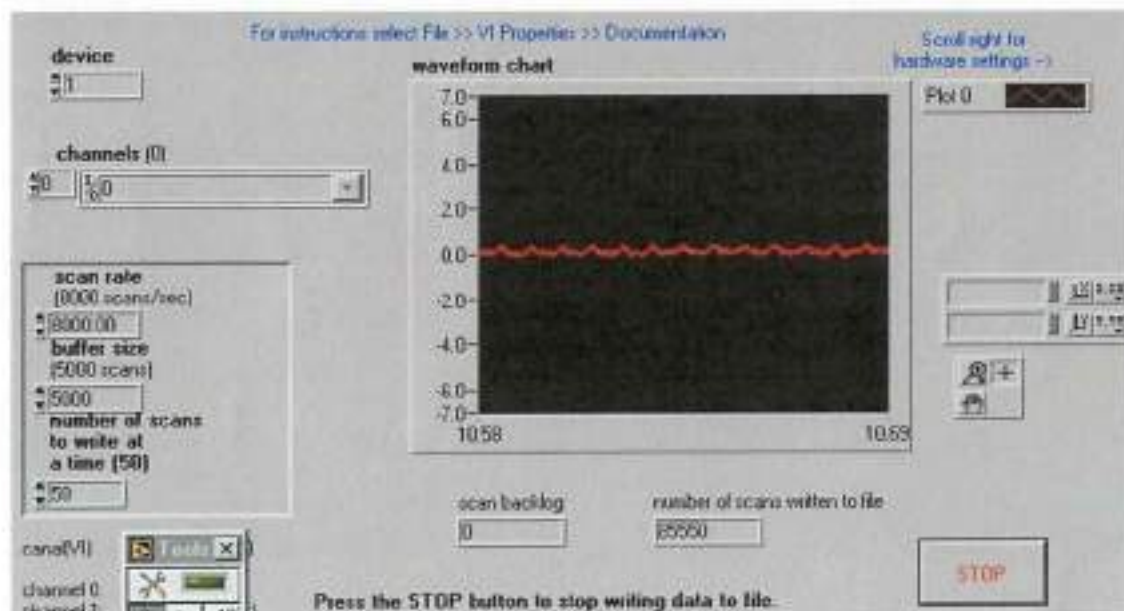


Figura 12 - Repouso

Figura 14: Painel frontal do Programa Plotando o Sinal Captado do Músculo em Repouso.

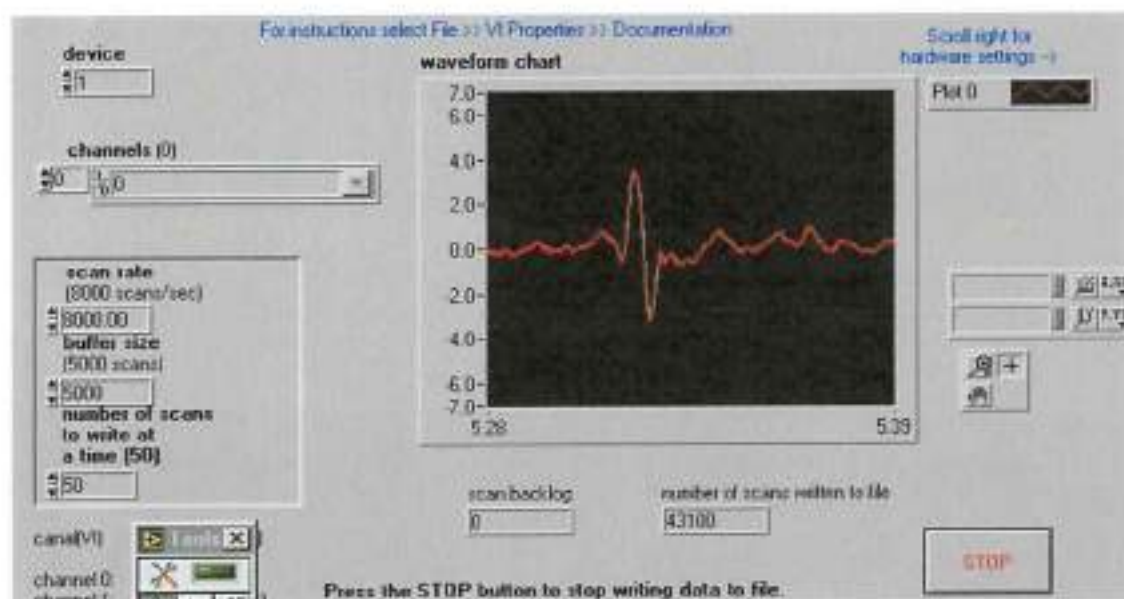


Figura 13 - Intenção de Movimento

Figura 15: Painel Frontal do Programa Plotando o Sinal da Intenção de Movimento.

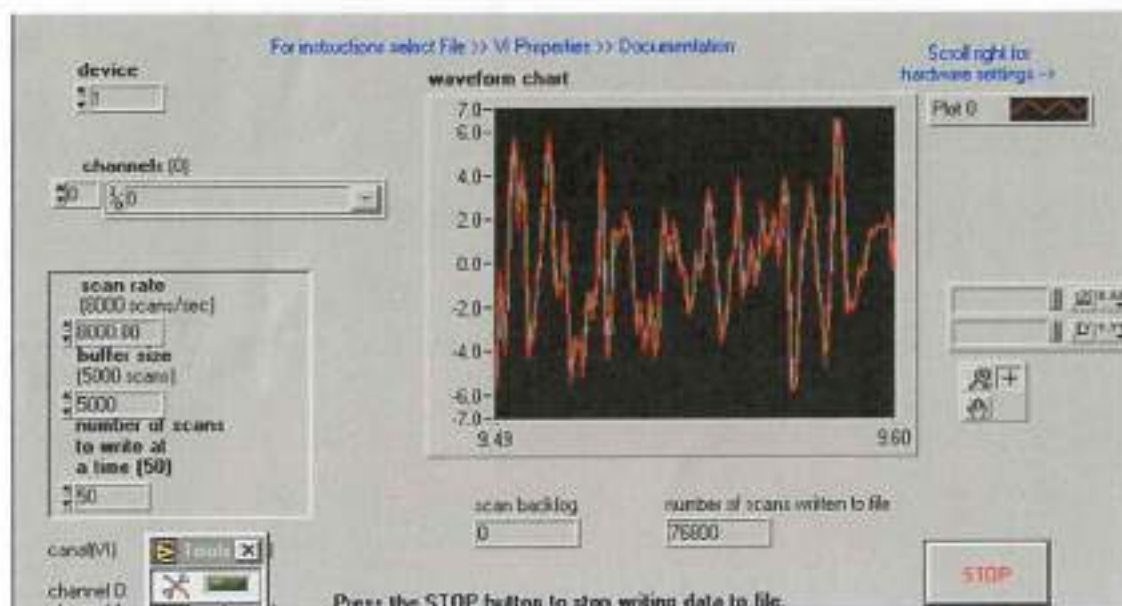


Figura 14 - Levantando objeto

Figura 16: Painel frontal do Programa Plotando o Sinal Captado do Músculo ao Levantar um Peso.

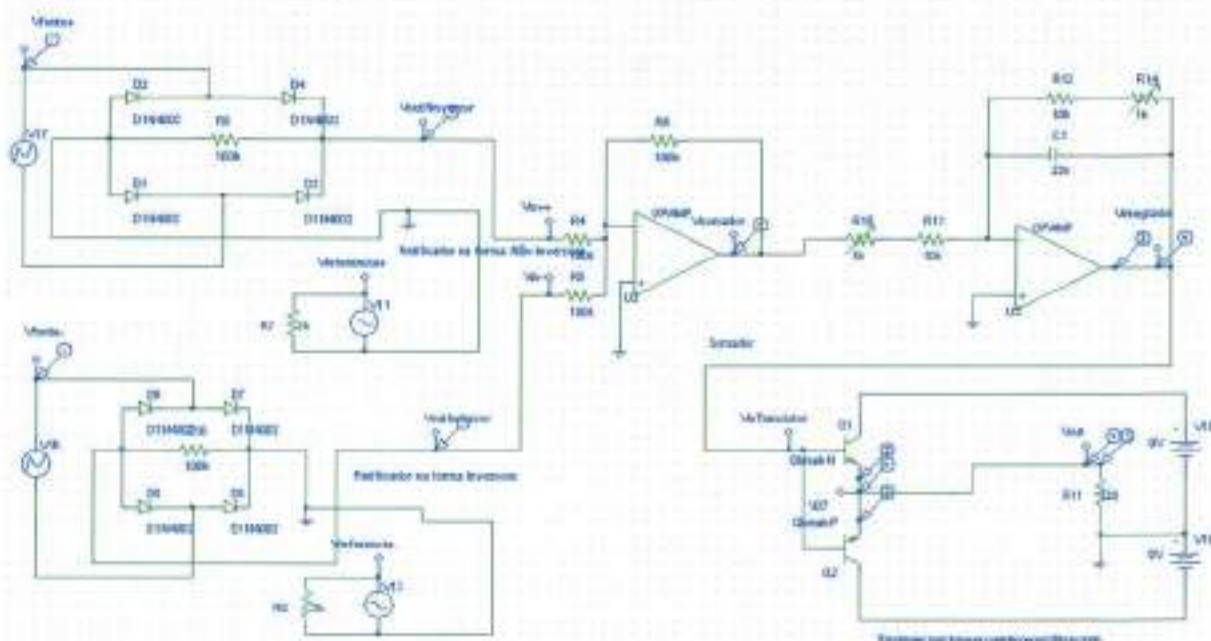
15.2 Controlador

Por ser um circuito mais compacto e com não única configuração, o controlador foi implementado em placas padrões.

15.2.1 Desenvolvimento da Placa

O controlador é composto por um ou dois retificadores, um circuito somador, um circuito integrador e um amplificador de corrente.

A junção destes circuitos resulta no Esquemático 16:



Esquemático 16: Esquemático do Circuito Impresso.

No gráfico, as tensões V_{fonte+} , representada em vermelho, e V_{fonte-} , em azul clara, são as supostas entradas no circuito. O primeiro estágio do controlador, o circuito retificador apresenta $V_{out-Ninversor}$, em verde, e $V_{out-inversor}$, em amarelo como saída para as entradas V_{fonte+} e V_{fonte-} , respectivamente. Note neste estágio, as saídas são aproximadamente $0,65V$ inferiores, em módulo, às entradas, dado a queda de tensão sobre os diodos.

As saídas dos retificadores são inseridas nas entradas do somador inversor. Este apresenta como saída a curva, em azul escuro, já como resultado da soma dos dois sinais de entrada.

O próximo estágio é o integrador que apresenta a curva verde escura como saída. Dado sua calibração, a saída do integrador não seguiu, nem diminuiu a tensão de entrada, sendo assim, apenas uma cópia arredondada da curva azul escura, saída do somador.

O último estágio é o de amplificação da corrente. O sinal de saída é igual ao sinal de entrada subtraído de aproximadamente $0,7V$, tensão de queda V_{be} nos transistores.

Os gráficos seguintes mostram a resposta do sistema.

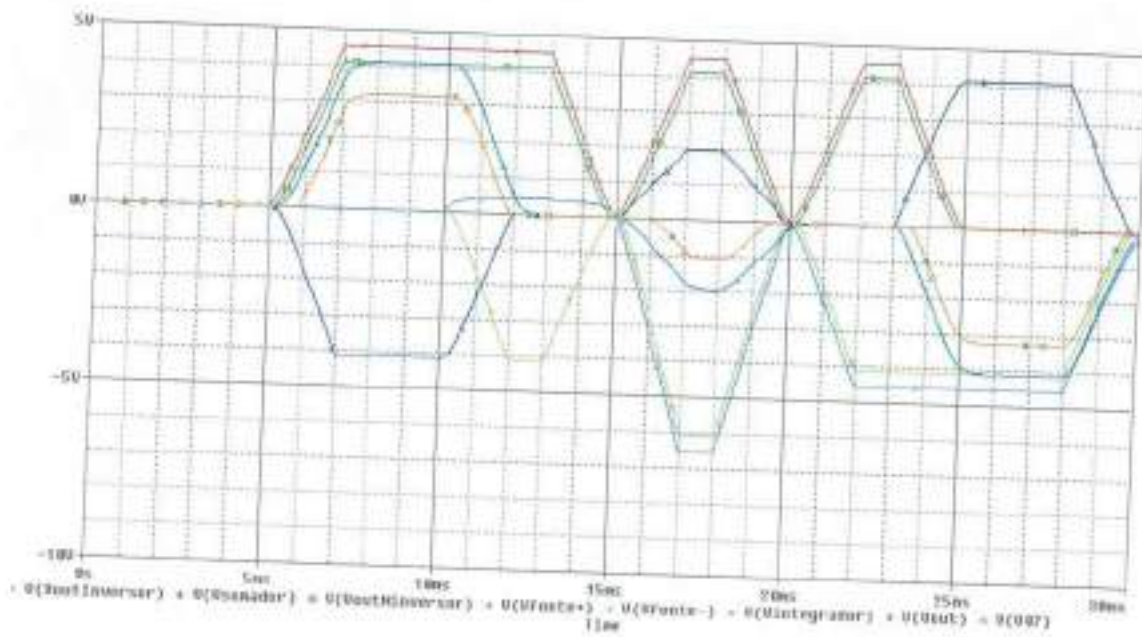


Gráfico 20: Tensões das saídas e entradas dos estágios do controlador para diversos sinais de entrada V_{fonte} .

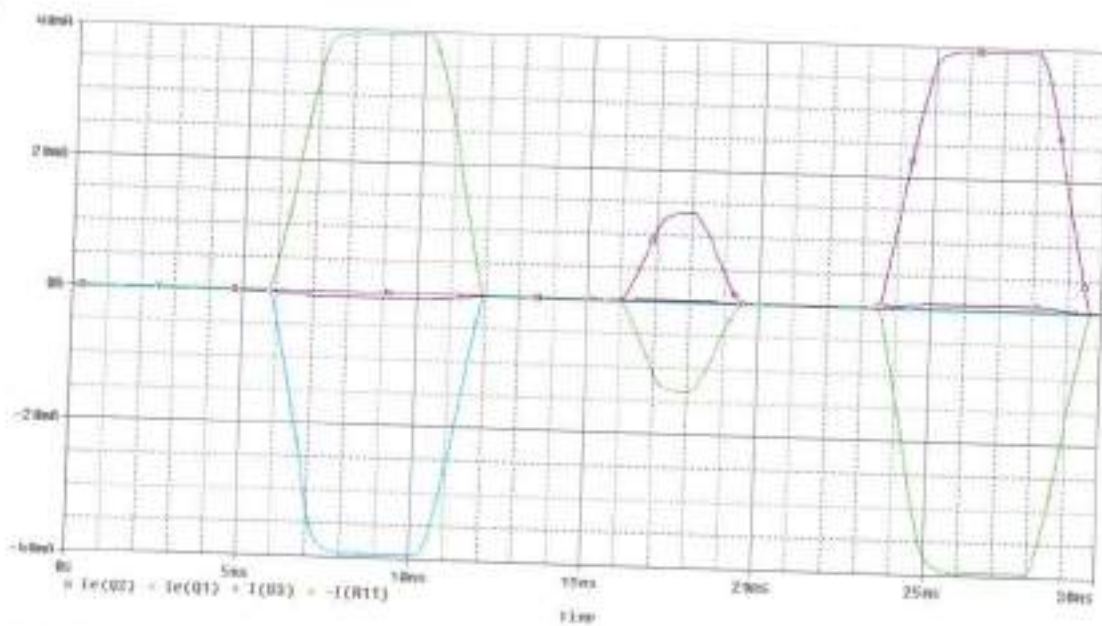


Gráfico 21: Correntes de saída dos emissores dos transistores Q1 e Q2 e de entrada na carga simuladora do motor para sinais de entrada V_{fonte} .

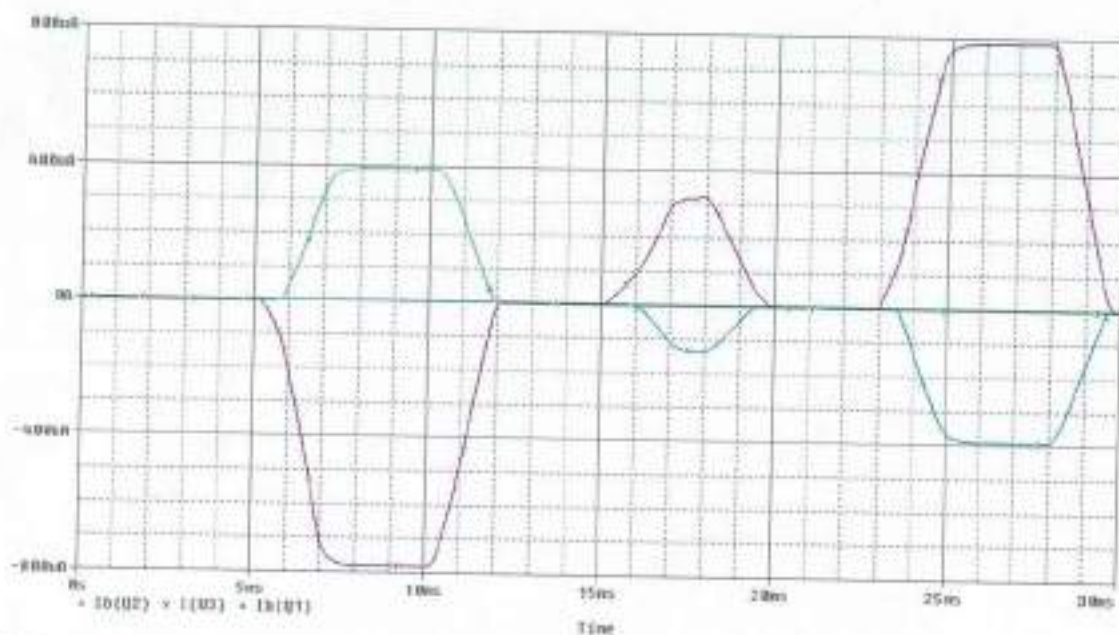


Gráfico 22: Correntes de entrada das bases dos transistores Q1 e Q2 para sinais de entrada V_{fonte} evidenciando o funcionamento nas regiões Ativa e de Corte.

Cinco circuitos controladores foram montados para controlar as dez placas aquisitoras, visto que cada controlador trabalha com o sinal provindo de dois músculos antagonicos, portando duas placas aquisitoras.

No gráfico acima, a corrente de saída do penúltimo estágio, I_{U3} é o dobro das correntes de base i_{bQ1} e i_{bQ2} . Este fato ocorre porque o amp op não fornece corrente apenas ao estágio seguinte, mas também alimenta a corrente de R_f e C .

Analisando as curvas de correntes de entrada do transistor, i_{bQ1} e i_{bQ2} , no gráfico acima, e as curvas de emissor, i_{eQ1} e i_{eQ2} , no gráfico abaixo, notamos a ampliação da corrente em um fator B de 100, de forma linear, o que evidencia o funcionamento dos transistores na região ativa.

A resposta, levantadas com o auxílio de um osciloscópio, a uma onda senoidal de entrada equivale a gerada no Pspice e esta ilustrada no gráfico 23.

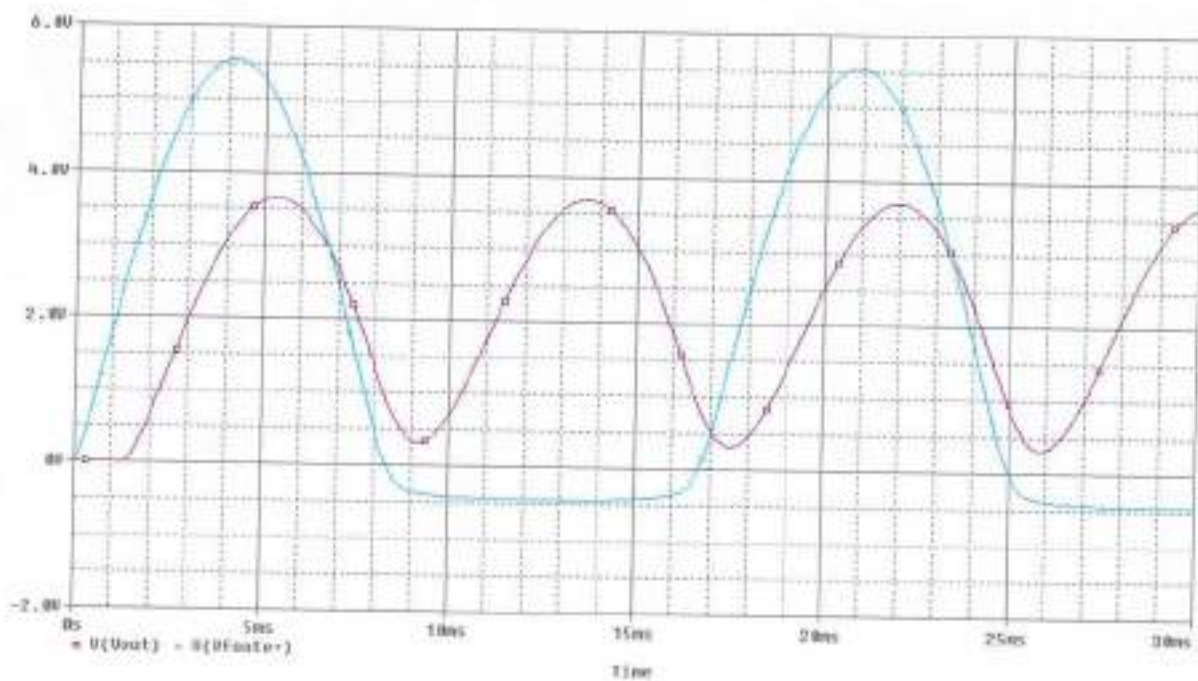


Gráfico 23: Resposta do controlador para uma onda de 60Hz com 6V de pico em uma entrada e a outra entrada curto-circuitada.

16. Aplicação e Testes

A sequência seguinte de aplicações foi feita para testar e provar o funcionamento do projeto e suas aplicabilidades.

A primeira consiste em acionar um motor a partir de um músculo. Tem o intuito de ilustrar a teoria do projeto e o funcionamento das placas. Uma vez comprovado o funcionamento, passamos a estudar a interferência dos demais músculos no músculo alvo.

A segunda aplicação foi mover um motor ou motores em sentidos opostos a partir de músculos antagônicos. Esta aplicação apresenta o princípio fundamental de funcionamento da mão.

A terceira aplicação seria mover a mão propriamente dita.

16.1 Um Motor a partir de um Músculo

Esta aplicação visa fundamentar a teoria do projeto. Nela testaremos estressantemente o funcionamento das placas para discutiremos possíveis problemas, falhas, e soluções.

16.1.1 Montagem

A unidade básica para mover um motor consiste de uma placa aquisitora, um controlador, três eletrodos, sendo um deles o terra, e um motor. Ela esta ilustrada na figura abaixo. Os eletrodos devem ser posicionados paralelos entre si e no sentido longitudinal do músculo.

O terra do aquisitor foi aterrado em alguma junta do usuário, como cotovelo, pulso, tornozelo ou etc. Os circuitos de aquisição e controle não terão o mesmo terra como referência. A saída Vout do circuito controlador será utilizada para alimentar o motor, e portanto, este terá o mesmo terra de referência que aquele.

O primeiro músculo testado foi o flexor longo do polegar. Foi escolhido por ser extremamente superficial e afastado de outros músculos que comandam o movimento dos demais dedos. Fatos que aumentam o sinal e diminuem a interferência entre movimentos. Foi registrado um vídeo deste funcionamento.

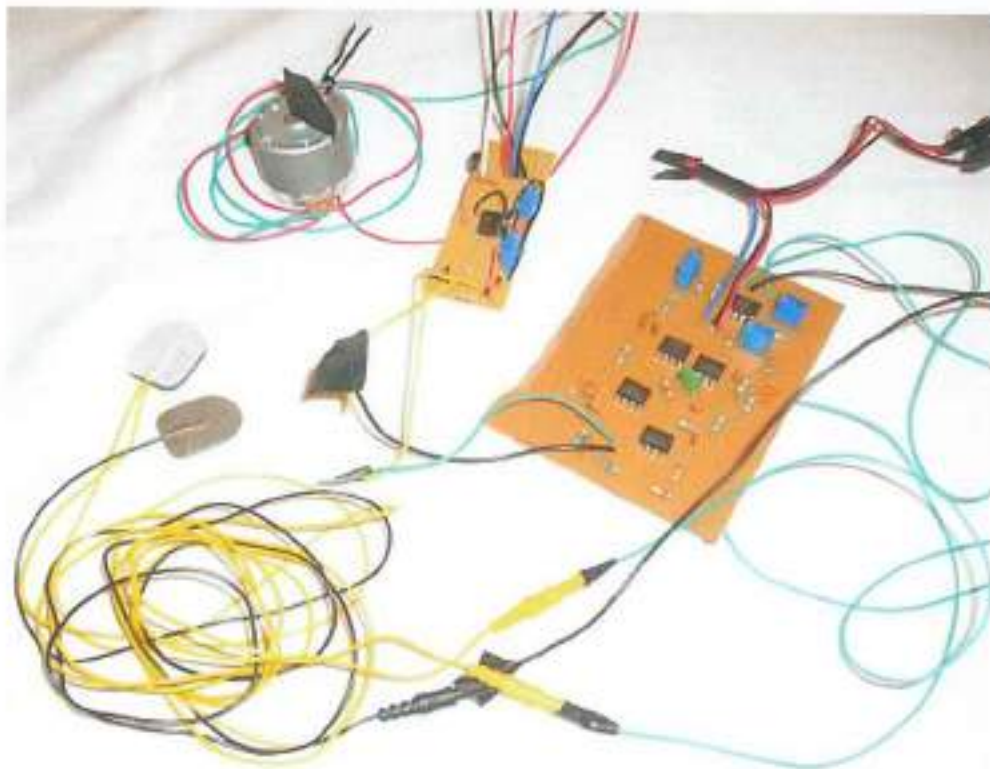


Figura 17: Unidade Básica de Controle de um Motor a partir de um Músculo.

16.2 Dois Motores a partir de Músculos Antagônicos

16.1.2 Montagem

A unidade básica para este teste consiste de duas placa aquisitora, um controlador, cinco ou seis eletrodos, sendo um ou dois deles o terra, e dois motores. Ela esta ilustrada na figura abaixo. O sinal de cada músculo será adquirido por um

par de eletrodos posicionados paralelos entre si e no sentido longitudinal do músculo. O posicionamento do terra segue o já descrito anteriormente, na primeira aplicação.

Os músculos Flexor superficial os dedos e extensor dos dedos e extensor do mínimo foram escolhidos para teste. Um vídeo também registrou o funcionamento.

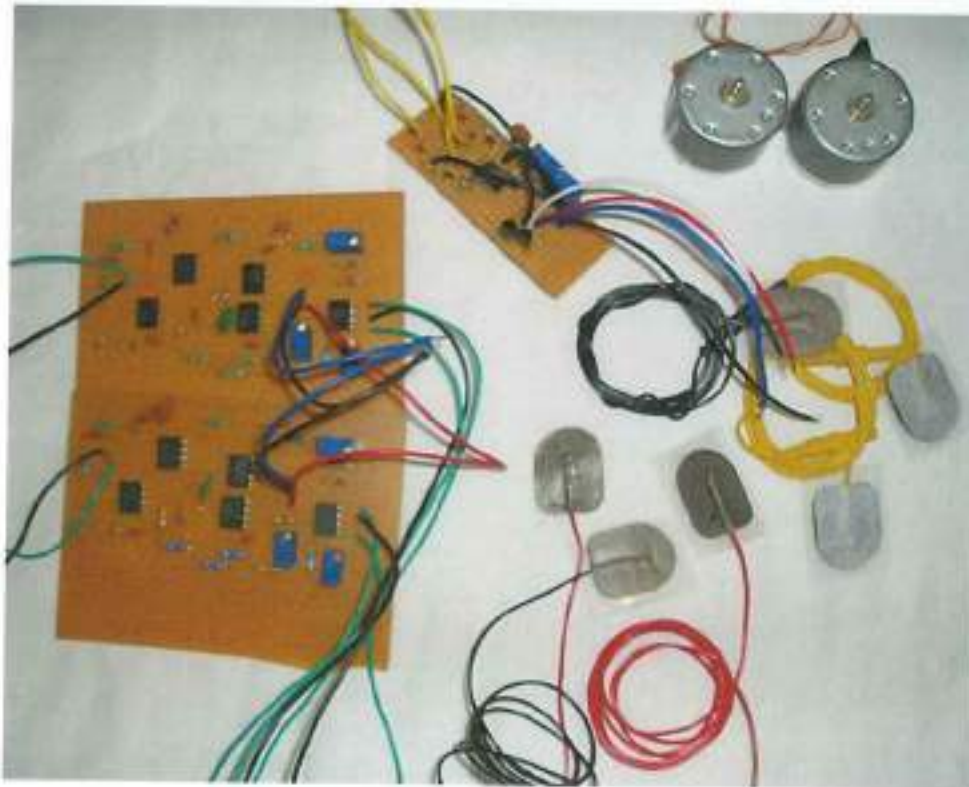


Figura 18: Unidade Básica de Controle de dois Motores a partir de Músculos Antagônicos.

16.3 O Braço Mecânico

16.2.1 Princípio de Funcionamento

O controle do braço mecânico se dará, então, pela combinação dos sinais mioelétricos de cada par de músculos complementares, para cada movimento do braço. E a calibração será feita por dois potenciômetros, que controlam as constantes de tempo de descarregamento do capacitor e de integração. Ou seja,

constante de amplificação- ou redução- da tensão na entrada do motor e o tempo que ele ficará ativo.

Para cada movimento controlado – flexão e extensão – é utilizado dois aquisitores e um controlador.

O terra do aquisitor será aterrado em alguma junta do usuário, como pulso, tornozelo, etc. Os circuitos de aquisição e controle não terão o mesmo terra como referência. A saída Vout do circuito controlador será utilizada para alimentar o motor, e portanto, este terá o mesmo terra de referência que aquele.

16.2.2 Delimitações Musculares

Os movimentos da mão são acionados por 37 músculos. Fazer a aquisição de forma não invasiva e o processamento em hardware de todos os músculos é totalmente inviável neste projeto, não só pela dificuldade de fabricação de hardware, mas também pelas interferências entre os sinais mioelétrico. O desafio aqui foi construir uma boa reprodução dos movimentos da mão, utilizando apenas alguns motores, comandados por alguns músculos, e por consequência utilizando apenas alguns músculos.

Primeiramente delimitou-se os movimentos aos dos dedos polegar, indicador, médio, do pulso e do braço. Em seguida delimitou se o acionamento dos movimentos à quatro motores. Para tal, decidiu-se movimentar as falanges em conjunto, sendo um para o polegar e outro para indicador e médio, o pulso apenas com um grau de liberdade e mantida as propriedades de movimento do braço.

Foram selecionados os seguintes músculos:

- Polegar: Flexor longo e curto + ;
- Dedos: Flexor superficial + Extensor dos dedos e extensor do mínimo;
- Pulso: Flexor radial do carpo + Extensor radial longo e curto do carpo ou Extensor ulnar do carpo;
- Braço: Biceps e Tríceps.

Os músculos foram escolhidos com base nos seus posicionamentos. Quanto mais superficiais são eles, maior é o sinal captado e menor a influência de sinais provindos de outro músculos. Em outras palavras, melhor é a relação sinal ruído. De

qualquer forma, a influência do sinal de outros músculos no sinal captado é esperada; a tentativa é minimizá-la.

16.2.3 Montagem

Os eletrodos de superfície utilizados foram fabricados pela Spes Medica.



Figura 19: Eletrodos de Superfície Utilizados.

Dez placas de aquisição e cinco de controle foram fabricadas, sendo uma desta e duas daquela deixadas de reserva.

Tudo estava pronto, no entanto, o braço mecânico não ficou disponível ao uso da aluna antes da data de entrega deste trabalho.



Figura 20: Frente das dez Placas Confeccionadas de Circuito Impresso do Aquisitor.

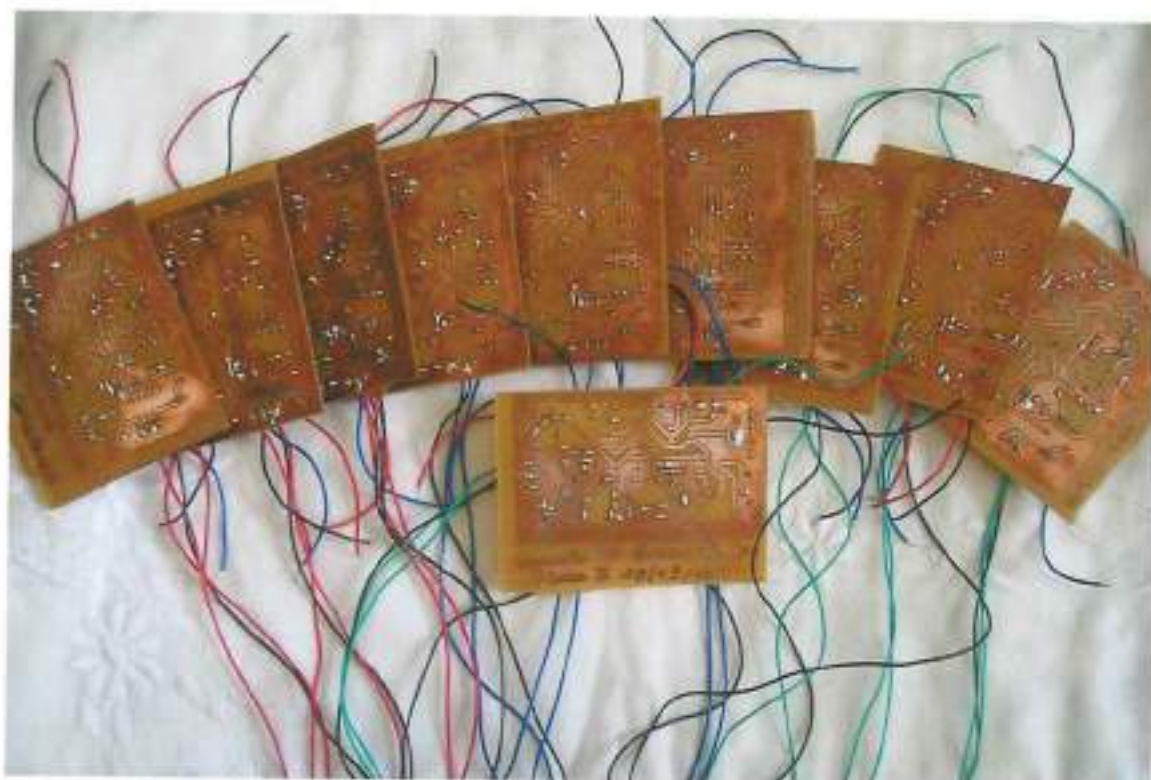


Figura 21: Verso das dez Placas Confeccionadas de Circuito Impresso do Aquisitor.

As Figuras 22 e 23 mostram um possível posicionamento dos eletrodos para captação dos movimentos do polegar, do indicador e do pulso. O Eletrodo de

referência, terra, não visível nas figuras, deve ser posicionado em uma das juntas do operador, como pulso ou tornozelo.

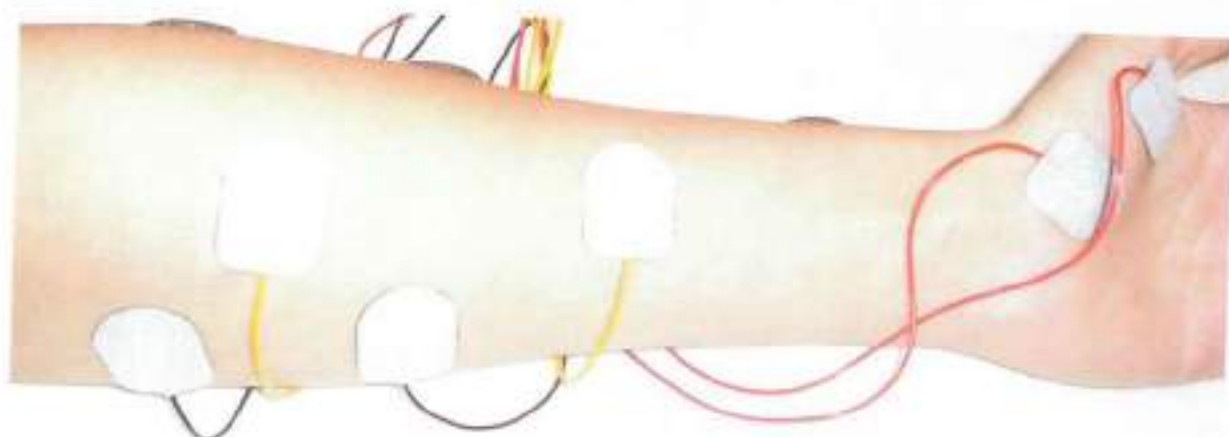


Figura 22: Possível Posicionamento de Eletrodos para Captação dos Sinal de Flexão do Polegar (vermelho - Flexor do Polegar), Indicador (Amarelo - Flexor Superficial dos Dedos) e Pulso (Preto - Flexor do Carpo).

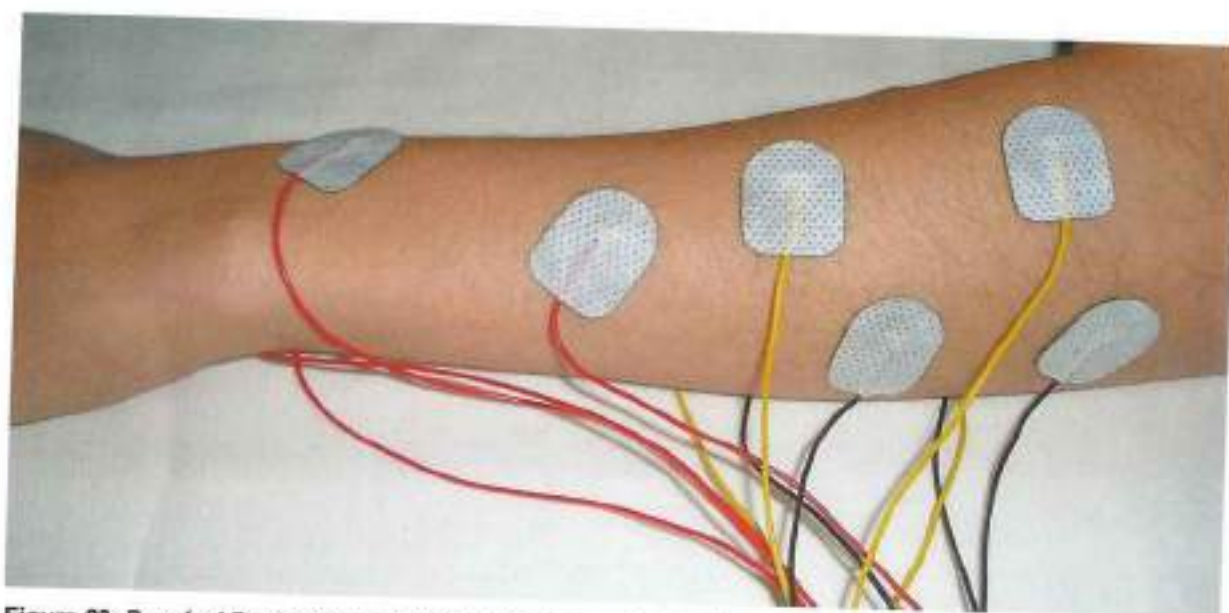


Figura 23: Possível Posicionamento de Eletrodos para Captação dos Sinal de Extensão do Polegar (vermelho - Extensor do Polegar), Indicador (Amarelo - Extensor dos Dedos) e Pulso (Preto - Extensor do Carpo).

Para melhor aquisição do sinal, é aconselhada a retirada dos pêlos, o que reduz a resistência e aumenta a relação sinal-ruído.

17. Discussão e Conclusão

Como os resultados obtidos já foram expostos em seus respectivos capítulos de desenvolvimento, cabe a este apresentar uma discussão dos resultados de forma geral, não mais específica para cada item, e concluí-los.

17.1 Instabilidade no Funcionamento

Durante os testes das placas na primeira aplicação, os resultados não foram satisfatórios, pois o funcionamento era quase randômicos. Mais de cinquenta por cento das placas confeccionadas apresentavam-se instáveis, ora respondendo adequadamente ao sinal, ora não. As placas foram submetidas a testes no osciloscópio e a resposta em frequência do sistema foi levantada. O filtro de 60Hz estava com sua frequência de rejeição deslocada. A causa foi atribuída a dois fatos:

- Imprecisão das resistências do filtro;
- Variação exorbitante (dezenas de micro a de Volts) de amplitude do sinal de entrada do filtro.

Como na primeira placa, o rejeita-faixa foi cuidadosamente calibrado para um sinal de 60Hz em 0,6 Volts na entrada e montado com os resistores mais precisos possíveis, levando em consideração até a resistência da solda e trilhas este problema não apareceu.

Para algumas placas, mesmo com resistores de 1% de precisão, as resistências do filtro estavam em $253k\Omega$ quando deveriam ser $265k\Omega$. O sinal de entrada para a frequência de 60Hz deveria ser ajustado à tensão perto de 7 Volts na entrada do filtro para centrar o rejeita faixa em 60Hz. Calibração desapropriada à boa ampliação do sinal mioelétrico, pois para qualquer sinal haveria saturação da entrada e distorção na amplificação.

A solução tomada foi a calibração das placas, e o registro nelas, quando o sinal de entrada fosse inferior a 4 volts; e troca das resistências quando o sinal exigisse valores superiores.

O deslocamento da frequência de corte do filtro explica a instabilidade das placas: o sinal de entrada sem o filtro apresenta relação sinal ruído superior a 1. Por outro lado, o rejeira-faixa, não cortando o 60Hz, estará excluindo uma componente do sinal mioelétrico em outra frequência próxima a da rede elétrica.

Continuando a suposição de que a ampliação do sinal ajuste o filtro. Caso o sinal de 60Hz apareça na entrada do filtro com 8 Volts, apenas 1 Volt, ou nem isso, sobriaria para "carregar" o sinal mioelétrico. Obviamente a entrada foi saturada, apresenta significativa distorção e não apresenta mais as frequências originais. Mesmo que as novas frequências não fossem cortadas pelos passa-altas e passa-baixa, não há mais garantia da relação proporcional entre a amplitude do sinal mioelétrico e a força exercida.

17.2 Movimentação dos Eletrodos

Durante a execução do movimento a pele se move. Principalmente na aquisição do sinal do músculo abductor do polegar localizado na mão. Este movimento mexe com os eletrodos, causa uma alteração no potencial e insere um ruído. Esta alteração poderia ser a causa do movimento dos motores.

Com o intuito de provar o contrário, sinais de outros músculos foram pegos como os do flexor do carpo e extensor dos dedos. No entanto para todos pode ser alegado o movimento do terra, localizado no pulso, e invalidar a efetiva participação do sinal mioelétrico. Partimos então para uma análise física do sistema.

O sinal mioelétrico, por ser captado de forma diferencial, é caracterizado por ter componentes alternadas e componente contínua nula. A componente DC que aparece é retirada por um filtro- ou três- passa-altas, pois é indesejada e inserida pela distância de posicionamento dos eletrodos.

A movimentação dos eletrodos gera, no máximo, uma componente DC quando o dedo para em uma posição de contração, por exemplo. Durante o movimento do dedo uma componente AC poderia ser inserida no sistema, mas cada posição fixa do dedo inseriria uma DC. Em uma análise não atenta, essa componente seria integrada no capacitor até saturar a saída do circuito e manteria o

motor se movendo. No entanto, esta análise está equivocada, pois a componente seria eliminada pelo filtro rejeita-baixas, não chegaria ao integrador e o motor só funcionaria durante a movimentação do dedo.

Para um dedo contraído, porém parado, não haveria sinal, nem movimento do motor. Mas, na prática, foi observado o contínuo movimento do motor para um músculo contraído, desbancando a suposição de acionamento dos motores pela movimentação dos eletrodos. Para ilustrar o fato um vídeo foi registrado. De outra forma, bastaria observar figura 16 para notar que a componente de saída do aquisitor e, portanto, de entrada o controlador não é composta por uma DC, desbancando do mesmo modo a suposição equivocada.

17.3 Interferências entre Sinais

Outro ponto importante a ser discutido é a interferência entre sinais mioelétricos de músculos distintos. Os dedos da mão basicamente são movidos por tendões e estes comandados por grupos de músculos, que estão posicionado no antebraço. O resultado? Tente flexionar seu dedo mínimo, ou mindinho sem flexionar o anelar. Conseguiu? O rearranjo dos tendões e a forma como eles são acionados faz com que, muitas vezes o próprio indivíduo não apresente total controle sobre os movimentos. Agora tente levantar o anelar e somente o anelar. A carga ficou para seu cérebro em segurar os dedos médio e mínimo. Os pianistas têm maior domínio e facilidade sobre os movimentos da mão, não só nestes como em todos os movimentos, pois seus cérebros melhor mapearam os movimentos.

Bem, mostramos a dificuldade do indivíduo em mapear e controlar o acionamento de certos movimentos para comparar com a dificuldade ou até impossibilidade de aferir os sinais individualmente. O intuito foi mostrar que para certos movimentos nem o indivíduo consegue se controlar, pois o movimento seria a composição de sinais e o acionamento de diferentes músculos ou até partes deles, para um grupo como o grupo extensor dos dedos e extensor do mínimo.

Partimos do pressuposto que controlaríamos cada movimento a partir de dois músculos antagônicos, por este motivo o somados apresenta apenas duas entradas.

Para atingir o escopo do movimentos comandados por mais de mais de dois músculos teríamos que aumentar a quantidade de sinais de entrada do somador. Nos concentraremos portando a apenas duas entradas.

A proximidade dos músculos que comanda a flexão do indicador e médio, por exemplo, causa uma grande interferência entre eles, e uma quase impossibilidade se separação. Uma outra interferência, menos acentuada que a primeira, ocorre entre o flexor superficial dos dedos e flexor radial do carpo. É visível em osciloscópio mas é bem controlada pela calibração e posicionamento dos eletrodos. Ou seja, as interferências, como previsto, são mais acentuadas pado o posicionamento dos músculos. Quanto mais próximos maior serão as interferências. A flexão do polegar, por exemplo, comandada por músculos localizados na mão, é livre de interferências. A distancia entre os eletrodos, posicionados para captar o movimento do polegar, e os outro músculos responsáveis pelo movimento dos outros dedos é grande suficiente para não gerar interferência e, assim, não perturbar o acionamento dos motores. Fatos também registrados em vídeo.

Concluimos, assim, mesmo que desconsiderarmos a quantidade de motores, placas e complexidade do braço mecânico exigidos para reproduzir todos os movimentos da mão, e desejássemos assim fazer, não seria possível dado a interferência entre os sinais.

Por fim, analisando a profundidade de cada músculo, isto é a distância entre os eletrodos na pele e o músculo, somado a variação natural de amplitude de sinal mioelétrico provindo de cada grupo muscular, vemos que a intensidade do sinal que chega aos eletrodos é variável. Dessa forma, cada movimento exige calibração especial de seu sistema. Por outro lado, cada indivíduo apresenta camada de gordura, irrigação dos tecido e até quantidade de pêlos diferentes, que alteram a impedância entre o músculo e o eletrodo. Essa variação de impedância faz com que o sinal também varie, o que exige, para um melhor controle do movimento e da força, diferentes calibrações para diferentes indivíduos, caso seus biotipos variem.

Caso tivéssemos acesso à prótese mecânica, a calibração dos sinais para o acionamento dos motores seria feita uma única vez e seria diferente para cada movimento Já a calibração para cada diferente indivíduo deveria ser feita sempre que o biotipo deles fosse alterado. Esta seria a atividade mais trabalhosa do projeto.

17.4 Conclusões Gerais

O aquisitor de sinais neurológicos, correspondente à segunda etapa do projeto, apresentou resultados satisfatórios em seus testes. Sua amplificação e filtragem foram suficientes para captar todos os sinais musculares até então testados.

Além de ampliar seletivamente o sinal, tomou-se o devido cuidado para não distorcer a amplificação nas bandas passantes, isto é, com exceção da região de corte dos filtros, o ganho do amplificador se mantém constante e igual para as diferentes frequências. Esse cuidado foi tomado por prevenção ao não saber como o circuito de controle funcionaria e portanto quanto as distorções seriam inconveniente.

Um aparelho que capta a intenção de movimento tem diversas aplicações como em testes e monitoramento da simples existência ou ausência do sinal na recuperação de um movimento, ou como entrada para um programa que sirva de interface para pessoas portadoras de distrofia muscular, por exemplo, entre outras aplicações. No entanto, a intenção deste trabalho é fornecer a possibilidade de ampliar o sinal com fidelidade, possibilitando, a partir dele, controlar um braço mecânico, meta das etapas subsequentes do projeto.

Quanto ao circuito controlador, claramente um circuito retificador se faz necessário antes do integrador. Ele foi feito por um arranjo de quatro diodos e um resistor. A queda de tensão nele pode ser considerada não significativa ao bom funcionamento do projeto, pois quando voltamos para teoria vemos que o sinal neurológico tem que ser superior ao potencial de ação para ser então propagado. Já a queda de tensão nos transistores só se torna relevante, quando os motores utilizados respondem a tensões inferiores à queda.

A qualidade e precisão dos movimentos são reflexos do posicionamento dos eletrodos, características dos motores e calibração das placas.

A aquisição feita de forma não invasiva aumenta a relação sinal-ruído. O correto posicionamento dos eletrodos é fundamental para o funcionamento do projeto. Eles devem sempre ser posicionados sobre o músculo e espaçados no sentido longitudinal do músculo.

A calibração é feita de acordo com as características do motor.

Evidentemente, o tempo de resposta, assim como a força, do sistema será, sempre, limitado pelas características do motor. Note que a força exercida é a necessária para travá-lo.

Por fim, os motores foram movidos coordenadamente de acordo com o sinal mioelétrico. Os testes realizados provaram a funcionalidade do projeto, embora não tenha sido possível fazê-lo em um braço mecânico. Foi possível fazer um controle de velocidade - e posição – tendo como entrada o sinal mioelétrico.

Referências

ALBERTS, BRUCE et al., **Biologia Molecular da célula**. 4 ed. São Paulo, 2004.

CAMPBELL, MARY K. **Bioquímica**, 3. Ed. Artmed editora, 2003.

CAMARGO, DANIEL RODRIGUES **Desenvolvimento de um Protótipo de uma prótese antropomórfica para Membros Superiores**. Tese de mestrado. São Carlos 2008.

CUNHA, FRANSÉRGIO LEITE **Mão de São Carlos, uma Prótese Multifunção para membros Superiores: um estudo dos mecanismos, atuadores e sensores**. Tese de doutorado. São Carlos 2002

KANDEL, Eric R.; SCHWARTZ James H.; JESSELL Thomas M. **Essentials of Neural Science and Behavior**. Rio de Janeiro, 2005.

LENT, ROBERTO **Cem Bilhões de Neurônios: Conceitos Fundamentais de Neurociência**. São Paulo, 2001.

OPPENHEIM, WILLISKY. **Signals e Systems**.

ORTOLAN, RODRIGO LÍCIO **Estudo e Avaliação de Técnicas de Processamento do Sinal Mioelétrico para o controle de Sistemas de Reabilitação**. Tese de mestrado. São Carlos 2002.

SEDRA, ADEL S.; SMITH, KENNETH C. **Microeletrônica**. 4. ed. São Paulo, 2005.

VAROTO, RENATO **Desenvolvimento e Avaliação de um Protótipo de Sistema Híbrido para membro Superior de Tetraplégicos**. Tese de doutorado. São Carlos 2010.

UZUNIAN, ARMÊNIO, **Biologia 2**, Harbra, 1997.

Dicionário Visual, Jornal da Tarde, 1995, Editora Atica S.A.

Estado da Arte (dezembro/2010):

- "Empresa de robótica é destaque em evento no Peru"
<http://revistapegn.globo.com/Empresasenegocios/0,19125,ERA1696908-2884,00.html>
- "Pequena empresa brasileira será destaque em evento no Peru"
<http://www.anprotec.org.br/publicacao.php?idpublicacao=1423>
- <http://www2.adororobotica.com/noticia/competicao-latino-americana-de-robotica-2008.html>
- <http://igordutra.com/blog/2009/04/>
- http://www.ele.ita.br/~cpudu/listex_2.htm
- "Robotec Fair 2009" <http://www.baixaki.com.br/info/2981-robotec-fair-2009.htm>