

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS

JULIANA CINTRA MIRANDA DE SOUZA ARANHA

Sistema de acionamento bidirecional de motor DC para órtese de joelho através
de sinais mioelétricos

São Carlos

2017

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

AA662s Aranha, Juliana Cintra Miranda de Souza
 Sistema de acionamento bidirecional de motor DC
 para órtese de joelho através de sinais mioelétricos /
 Juliana Cintra Miranda de Souza Aranha; orientador
 Alberto Cliquet Junior. São Carlos, 2017.

Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica com
ênfase em Eletrônica) -- Escola de Engenharia de São
Carlos da Universidade de São Paulo, 2017.

1. Eletromiografia. 2. Órtese. 3. Motor. I. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Juliana Cintra Miranda de Souza Aranha

Título: "Sistema de acionamento bidirecional de motor DC para órtese de joelho através de sinais mioelétricos"

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado
em 23/11/2014,

com NOTA 10,0 (dez, zero), pela Comissão Julgadora:

Prof. Titular Alberto Cliquet Júnior - Orientador - SEL/EESC/USP

Dr. Renato Varoto - Pós-doutorado/ UNICAMP

Mestre Renata Manzano Maria - UNICAMP

Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica - EESC/USP:
Prof. Associado Rogério Andrade Flauzino

JULIANA CINTRA MIRANDA DE SOUZA ARANHA

Sistema de acionamento bidirecional de motor DC para órtese de joelho através
de sinais mioelétricos

Monografia apresentada ao Curso de Engenharia Elétrica, da Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Engenheiro Eletricista.

Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr

São Carlos

2017

Aos meus pais pelo apoio incondicional.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior pela oportunidade, pelo incentivo e pela autonomia concedida na realização deste trabalho, que se tornou minha disciplina preferida do curso.

Agradeço ao Dr. Renato Varoto pelo suporte e resolução de dúvidas.

Agradeço ao colega Gustavo Casagrande, voluntário para os testes do sistema, e à colega Camila Limoli, pela ajuda e disposição.

Agradeço aos meus pais pelo apoio e por permitirem que eu realizasse meus sonhos e ao meu irmão pela companhia de sempre.

Agradeço ao meu namorado, que me apoiou e me acompanhou durante a construção deste trabalho.

Agradeço aos meus amigos pelos momentos de descontração, essenciais no processo.

RESUMO

ARANHA, Juliana. **Sistema de acionamento bidirecional de motor DC para órtese de joelho através de sinais mioelétricos**. 2017. 80f. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2017.

Este trabalho teve como objetivo o desenvolvimento de um circuito eletrônico para acionamento bidirecional de um motor DC através de sinais mioelétricos, com proposta de aplicação em uma órtese para joelhos, com o potencial de auxiliar idosos e indivíduos com mobilidade reduzida em sua locomoção. Dois eletrodos são posicionados em um músculo anterior, dois em um posterior e um em uma protuberância óssea, como referência. Os sinais captados são amplificados, filtrados e comparados em um microcontrolador PIC. O driver de motor A3953 é acionado a partir dessa comparação. O circuito do motor é separado do circuito de aquisição por isolamento galvânico. A viabilidade do dispositivo foi verificada para membros inferiores, com eletrodos no quadríceps femoral e no bíceps femoral e para membros superiores, com eletrodos no bíceps braquial e no tríceps braquial.

Palavras-chave: Eletromiografia, Amplificador de Instrumentação, Motor DC, Órtese.

ABSTRACT

ARANHA, Juliana. **Bi-directional motor drive system for knee orthoses through myoelectric signals**. 2017. 80f. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2017.

The aim of this work is to develop an electronic equipment capable of driving a DC motor using myoelectric signals, proposing that it will be used in knee orthoses, with the potential of helping elderly and individuals with motor impairments in their locomotion. Two electrodes are placed in anterior muscle, two in posterior muscle and one in a bony protuberance, as reference. The signals acquired are amplified, filtered and compared using a PIC microcontroller. A full-bridge driver A3953 is controlled by this comparison. The motor circuit is separated from the acquisition circuit by galvanic isolation. The viability of the device was checked for lower limbs, with electrodes placed in the quadriceps femoris and biceps femoris and for upper limbs, with electrodes placed in the biceps brachii and triceps brachii.

Palavras-chave: Electromyography, Instrumentation Amplifier, DC motor, Orthoses.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Unidade Motora.....	24
Figura 2 - Bomba de Sódio-Potássio.....	25
Figura 3 - Potencial de membrana da fibra muscular durante uma contração	25
Figura 4 - Amplificador diferencial na eletromiografia	27
Figura 5 - Representação do amplificador operacional.....	27
Figura 6 - Circuito interno de um amplificador operacional.....	28
Figura 7 - Amplificador na configuração inversora	28
Figura 8 - Esquemático do amplificador de instrumentação.....	29
Figura 9 - Bode de um filtro passa baixa de primeira ordem de ganho unitário	30
Figura 10 - Esquemático de um filtro passivo passa-baixas.....	31
Figura 11 - Filtro ativo passa-altas.....	31
Figura 12 - Filtro ativo passa-baixas	32
Figura 13 - Retificador ponte de diodos.....	33
Figura 14 - Topologia de um retificador de onda completa com amplificadores operacionais	33
Figura 15 - Esquemático de um relê.....	35
Figura 16 - Circuito do acoplador óptico	36
Figura 17 - Diagrama de um full-bridge driver.....	37
Figura 18 - Diagrama de blocos da topologia implementada.....	40
Figura 19 - Esquemático do retificador LM7805.....	42
Figura 20 - Esquemático do retificador LM7905.....	42
Figura 21 - Topologia original do sistema de aquisição de sinais mioelétricos para acionamento de dispositivos.....	42
Figura 22 - Topologia implementada para aquisição, filtragem e amplificação de sinais mioelétricos	43
Figura 23 - Gráfico de Bode do pré-amplificador.....	44
Figura 24 - Gráfico de Bode do amplificador principal	45
Figura 25 - Gráfico de Bode do amplificador completo	46
Figura 26 - Fluxograma do algoritmo embarcado.....	48
Figura 27 - Circuito interno do acoplador óptico 4N25.....	49
Figura 28 - Circuito completo do acoplador óptico	49
Figura 29 - Eletrodos NORAXON USA® fixados no quadríceps do voluntário	51
Figura 30 - Posição correta dos eletrodos para eletromiografia em membros superiores e inferiores..	52
Figura 31 - Gráficos de Bode do pré-amplificador teórico e dos pré-amplificadores experimentais com os CIs INA129 e AD620	55
Figura 32 - Gráficos de Bode do pré-amplificador teórico e dos dois pré-amplificadores experimentais do sistema com o CI INA129.....	56
Figura 33 - Gráficos de Bode do amplificador principal teórico e experimental com o CI OP07	57
Figura 34 - Gráficos de Bode do amplificador principal teórico com $C_3 = 33 \text{ nF}$ e do experimental com o CI OP07 e $C_3 = 29,4 \text{ nF}$	58
Figura 35 - Gráfico de Bode do amplificador principal teórico com $C_3 = 33 \text{ nF}$ e dos experimentais com o CI OP07 $C_3 = 29,4 \text{ nF}$	58
Figura 36 - Gráfico de Bode comparativo do amplificador principal teórico com capacitância $29,4 \text{ nF}$ e experimentais na mesma configuração e CI OP07.....	59
Figura 37 - Gráfico de Bode comparativo dos amplificadores completos teórico e experimentais	60

Figura 38 - Topologia final do sistema	61
Figura 39 - Saída do bloco amplificador com resistência do bloco retificador igual a 1 k Ω (a); 10 k Ω (b); e 100 k Ω (c).....	62
Figura 40 - Saída de um sinal senoidal no bloco retificador	62
Figura 41 - Circuito final na protoboard	64
Figura 42 - Sinal da contração do bíceps ligado ao amplificador 1, na saída do bloco amplificador ...	65
Figura 43 - Sinal da contração do bíceps ligado ao amplificador 2, na saída do bloco amplificador ...	66
Figura 44 - Sinal de uma contração do bíceps na saída do bloco retificador	67
Figura 45 - Canal 1: Sinal do bíceps e Canal 2: Sinal do tríceps durante uma contração do tríceps	67
Figura 46 - Canal 1: Sinal do bíceps e Canal 2: Sinal do tríceps durante uma contração do bíceps.....	67
Figura 47 - Canal 1: Sinal do bíceps e Canal 2: Sinal do tríceps durante uma contração do tríceps em indivíduo com mais massa muscular.....	68
Figura 48 - Canal 1: Sinal do bíceps e Canal 2: Sinal do tríceps durante uma contração do bíceps em indivíduo com mais massa muscular.....	68
Figura 49 - Canal 1: Sinal do quadríceps e Canal 2: Sinal do bíceps femoral durante a contração do quadríceps	69
Figura 50 - Canal 1: Sinal do quadríceps e Canal 2: Sinal do bíceps femoral durante a contração do bíceps femoral	69
Figura 51 – Sinal de uma contração na saída do retificador e limiar de acionamento do microcontrolador	69
Figura 52 - Sinal do bíceps na saída do retificador durante uma contração (Canal 1) e sinal de saída do microcontrolador (Canal 2) com limiar de 1 V	70
Figura 53 - Sinal do bíceps na saída do retificador durante uma contração fraca (Canal 1) e sinal de saída do microcontrolador (Canal 2) com um limiar de acionamento de 1 V.....	71
Figura 54 - Sinal do musculo relaxado na saída do retificador (Canal 1) e sinal de saída do microcontrolador (Canal 2) com um limiar de acionamento muito baixo	71
Figura 55 - No osciloscópio, a) sinal de contração do quadríceps e b) bíceps femoral relaxado. No circuito, as saídas de LED verde (2 e 3) se acendem.	73
Figura 56 - No osciloscópio, b) sinal de contração do bíceps femoral e a) quadríceps relaxado. No circuito, as saídas de LED amarelo (1 e 4) se acendem.	73

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Tabela verdade reduzida do driver de motor A3953.....	50
Tabela 2 - Tabela verdade da porta lógica NOR.....	51
Tabela 3 - Comparação das características dos amplificadores de instrumentação AD620 e INA129.	53
Tabela 4 - Comparação das características dos amplificadores operacionais OP07 e TL071	54
Tabela 5 - Comparação da resposta em frequência teórica e experimental com os CIs INA129 e AD620	55
Tabela 6 - Comparação da resposta em frequência teórica e experimental dos dois pré-amplificadores do sistema com o CI INA129.....	56
Tabela 7 - Comparação da resposta em frequência teórica e experimental do amplificador principal com o CI OP07	57
Tabela 8 - Comparação da resposta em frequência teórica com $C3 = 33 \text{ nF}$ e experimental dos dois amplificadores principais com o CI OP07 e $C3 = 29,4 \text{ nF}$	59
Tabela 9 - Comparação da resposta em frequência teórica e experimental dos dois amplificadores principais com o CI OP07 e $C3 = 29,4 \text{ nF}$	60
Tabela 10 - Comparação da resposta em frequência teórica e experimental do bloco amplificador completo com os CIs INA129 e OP07	61
Tabela 11 - Comparação do ganho do amplificador para diferentes valores de resistência no bloco retificador	62

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A/D	–	Analógico-Digital
CI	–	Circuito integrado
CMRR	–	Common Mode Rejection Rate (Taxa de rejeição de modo comum)
DC	–	Direct current (Corrente contínua)
H	–	High (nível lógico alto)
K ⁺	–	Íon de Potássio
L	–	Low (nível lógico baixo)
LED	–	Light Emitting diode (Diodo emissor de luz)
Na ⁺	–	Íon de Sódio
SENIAM	–	Surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles (Eletromiografia de superfície para avaliação não-invasiva de músculos)

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
1.1	Motivação	21
1.2	Objetivos	21
2	CONCEITOS GERAIS E FUNDAMENTOS TEÓRICOS	23
2.1	Sinal Mioelétrico	23
2.2	Circuito Eletrônico	26
2.2.1	Eletrodo	26
2.2.2	Amplificadores	26
2.2.3	Filtros	30
2.2.4	Retificação	32
2.2.5	Isolação Galvânica	34
2.2.6	Microcontrolador PIC	36
2.2.7	Driver de motor	36
3	DESENVOLVIMENTO	39
3.1	Alimentação	41
3.1.1	Bateria	41
3.1.2	Reguladores	41
3.2	Amplificação e filtros	42
3.2.1	Pré-amplificador	43
3.2.2	Amplificador principal	44
3.2.3	Amplificador completo	45
3.3	Retificação	46
3.4	Microcontrolador	46
3.5	Algoritmo	47
3.6	Isolação Galvânica	49
3.7	Driver de motor	50
3.8	Eletrodos	51
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	53
4.1	Análise com gerador de sinais e escolha de componentes	53
4.2	Teste no voluntário	65
4.2.1	Bloco Amplificador	65

4.2.2	Bloco Retificador.....	66
4.2.3	Circuito do microcontrolador	69
4.2.4	Circuito do motor	72
5	CONCLUSÃO	75
6	REFERÊNCIAS	77
	APÊNDICE A – Algoritmo em C	79

1 INTRODUÇÃO

1.1 Motivação

Atualmente 11,5% da população mundial é idosa. No Brasil são 23,5 milhões de pessoas acima de 60 anos e a tendência é que essa parcela da população aumente ainda mais (SECRETARIA DE DIREITOS HUMANOS DA PRESIDÊNCIA DA REPÚBLICA, 2012). O aumento dessa população traz novos desafios à saúde pública, pois idosos apresentam naturalmente mais problemas de saúde do que outras faixas etárias. A maioria dos idosos brasileiros apresenta pelo menos uma doença crônica e mais da metade deles precisa de ajuda em tarefas rotineiras e não consegue ter total autonomia (RAMOS, 2003).

A avaliação do estado de saúde de um idoso está relacionada à sua qualidade de vida. Para que ele seja considerado saudável, deve ter controle de suas doenças, autonomia e independência. A incapacidade de realizar tarefas diárias afeta diretamente na qualidade de vida do idoso, podendo levar a depressão e reclusão e, eventualmente, piora o quadro geral de saúde física (RAMOS, 2003).

Pensando na melhora da qualidade de vida de idosos e outros indivíduos com mobilidade reduzida a partir da retomada de sua autonomia em tarefas diárias, foi desenvolvido este projeto de sistema de acionamento bidirecional com sinal mioelétrico de uma órtese para joelhos. O dispositivo sendo aplicado em uma órtese de joelhos tem potencial para auxiliar o paciente em atividades como caminhar e subir e descer degraus, o que diminui seu grau de dependência no dia-a-dia.

1.2 Objetivos

O projeto foi baseado no sistema de aquisição de sinais mioelétricos para acionamento de dispositivos proposto por Barion e Dourado (2015). Algumas das limitações desse projeto eram: a rotação do motor em apenas um sentido e o nível de limiar para acionamento fixo. Esse trabalho propõe soluções a tais limitações, além de buscar um custo reduzido e melhor ergonomia.

Este trabalho teve como objetivo implementar esse sistema no acionamento de um motor DC nos dois sentidos de rotação, a partir dos sinais provenientes da contração de músculos dos membros inferiores, com menor custo e menor peso, melhorando a ergonomia.

Tal dispositivo pode ser utilizado no desenvolvimento de uma órtese de joelho, com potencial de auxiliar indivíduos com reduzida capacidade motora a desempenhar tarefas rotineiras e, assim, recuperar parte de sua autonomia.

Todo o trabalho foi desenvolvido no Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação (LABCIBER) da Escola de Engenharia de São Carlos (EESC-USP).

2 CONCEITOS GERAIS E FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Órtese é um dispositivo capaz de estabelecer algum tipo de compensação funcional em certos segmentos do corpo humano. Neste trabalho foi desenvolvido um sistema de acionamento de motor DC nos dois sentidos de rotação, que aplicado a uma órtese permite a atividade controlada de membros inferiores por meio da extensão e flexão assistidas (PONS et al., 2007a; SAURON, CASALIS, 2001 apud VAROTO, 2010).

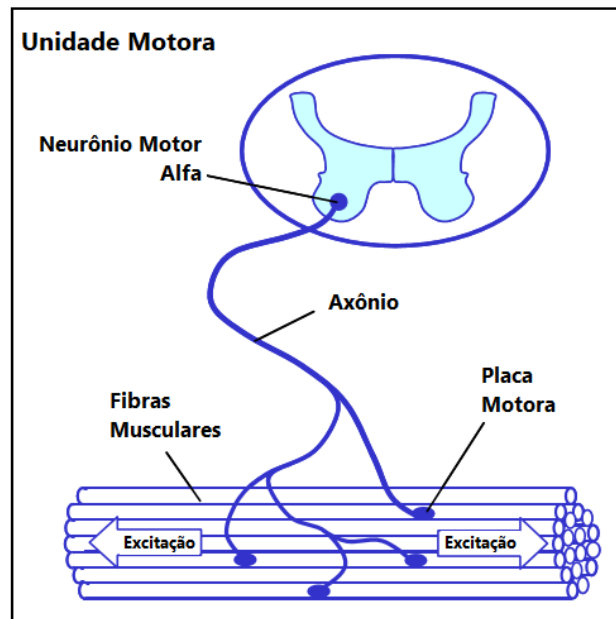
Para realizar essas funções, o sistema utiliza eletromiografia, técnica de análise de sinais mioelétricos (KONRAD, 2005). Na entrada do circuito, sinais provenientes de músculos posteriores e anteriores dos membros são amplificados, filtrados e retificados em circuito eletrônico, de modo a servir como entrada de um microcontrolador, cuja saídas fornecem estados LIGADO/DESLIGADO e sentido de rotação para um driver de motor.

O trabalho baseia-se em conceitos fisiológicos, que determinam as características dos sinais de entrada, e em conceitos de circuitos eletrônicos, para o condicionamento desses sinais.

2.1 Sinal Mioelétrico

O sinal mioelétrico é formado pelas variações fisiológicas (contração e relaxamento) das fibras musculares (BASMAJIAN; LUCA, 1985 apud KONRAD, 2005). A menor unidade funcional responsável por sua geração é chamada de unidade motora (Figura 1), formada pelo neurônio e as fibras musculares que seus axônios inervam (KONRAD, 2005).

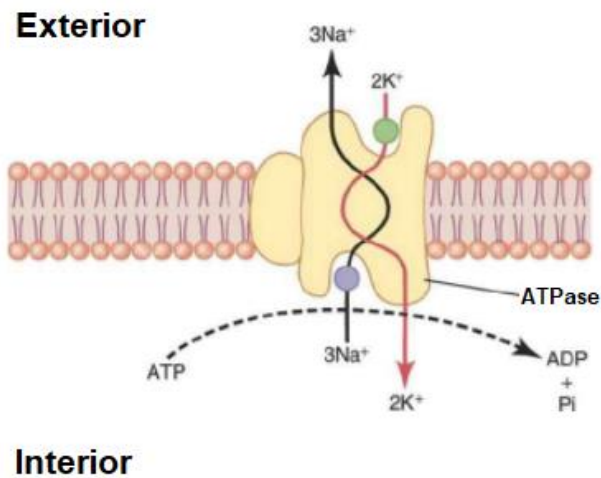
Figura 1 - Unidade Motora



Fonte: Adaptado de Konrad (2005)

Os íons de Sódio e Potássio ficam em equilíbrio dinâmico dentro e fora da membrana das células musculares devido a três fatores. O primeiro é o potencial negativo de difusão de K^+ para fora da célula, causada pela alta concentração desse íon dentro da membrana celular. O segundo, o potencial positivo de difusão de Na^+ para dentro da célula, causada pela baixa concentração desse íon dentro da membrana celular. O terceiro, a bomba sódio-potássio, mostrada na Figura 2, processo de transporte ativo de três íons de sódio para fora da célula e dois íons de potássio para dentro, através de ligações com proteínas. É um processo que dispende energia, pois é contrário ao gradiente de concentração dos íons, porém é essencial para manter o volume da célula. A bomba gera um potencial negativo. A soma desses três potenciais resulta no potencial de repouso, de cerca de -90 mV (GUYTON; HALL, 2011).

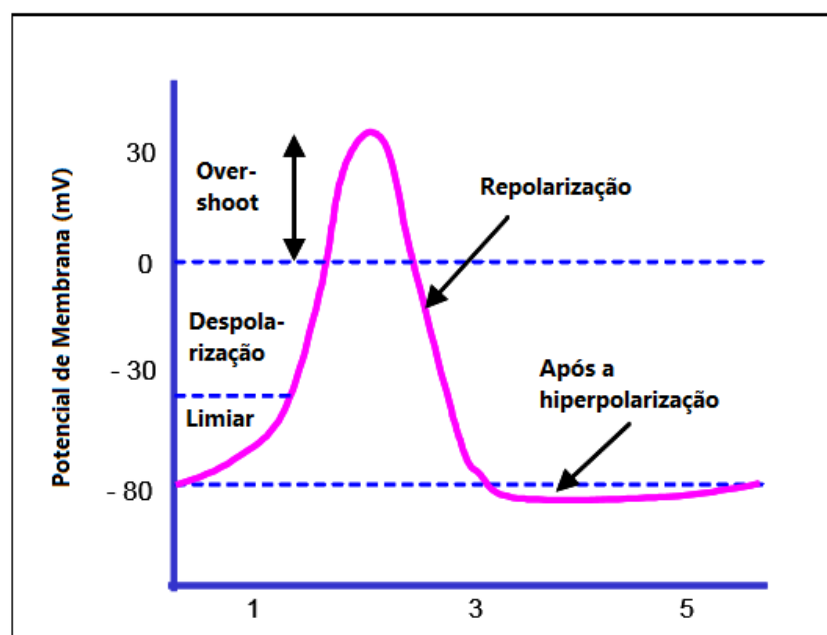
Figura 2 - Bomba de Sódio-Potássio



Fonte: Retirado de Guyton e Hall (2011)

Durante a contração são transmitidos impulsos pelas fibras nervosas e a membrana torna-se temporariamente permeável ao íon Na^+ , o que faz com que a diferença de potencial entre o exterior e interior da célula se torne positivo. Esse processo é chamado despolarização e é imediatamente seguido pela repolarização. Neste caso, a entrada de sódio na célula diminui e a saída do potássio aumenta, restabelecendo o potencial negativo da membrana (GUYTON; HALL, 2011). Esse processo é mostrado na Figura 3.

Figura 3 - Potencial de membrana da fibra muscular durante uma contração



Fonte: Adaptado de Konrad (2005)

O formato de um sinal mioelétrico é aleatório, causado pela superposição dos sinais de despolarização e repolarização de várias fibras musculares em conjunto. Esse sinal tem uma tensão que chega a 10 mV pico a pico e frequências de até 500 Hz, sendo que a maior potência encontra-se no intervalo entre 20 e 500 Hz (KONRAD, 2005; LUCA, 2002)

2.2 Circuito Eletrônico

2.2.1 Eletrodo

O eletrodo faz a transferência do potencial iônico para potencial elétrico, necessário para a leitura do amplificador. Existem dois tipos: o eletrodo de superfície e o invasivo. O eletrodo de superfície apresenta vantagem na eletromiografia, pois não danifica o tecido no qual é colocado e é capaz de adquirir o sinal com qualidade (KHANDPUR, 2004).

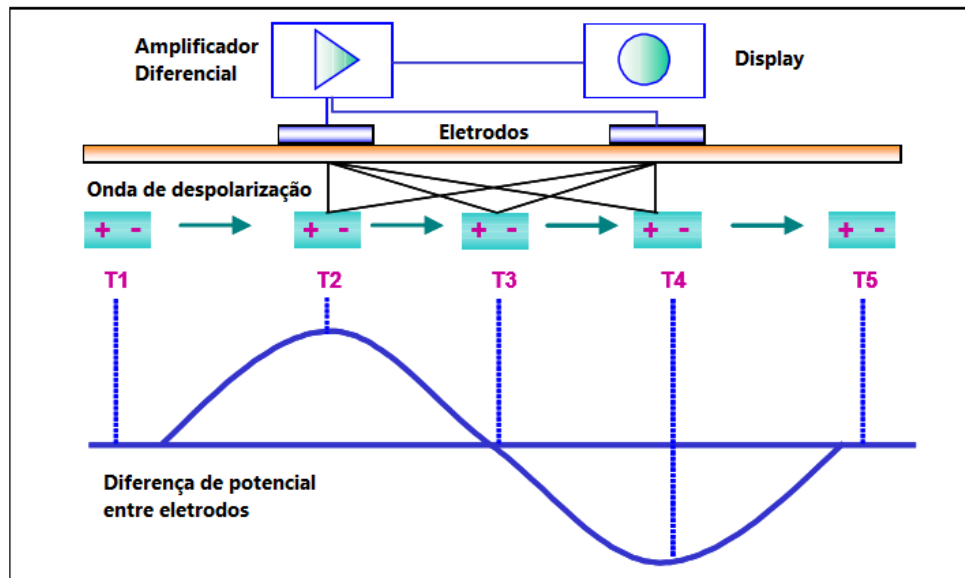
A aquisição feita com eletrodos de superfície pode apresentar erros devido a artefatos de movimento, sinais causados pela movimentação dos fios. Para diminuí-los é recomendado o uso de um gel eletrocondutor entre o eletrodo e a pele (KHANDPUR, 2004). Além disso, Konrad (2005) recomenda eletrodos de tamanhos pequenos e pequenas distâncias entre eles para aumentar a seletividade, ou seja, adquirir apenas o sinal do músculo de interesse, diminuindo a interferência de cross-talk, quando o sinal de um músculo interfere no outro.

2.2.2 Amplificadores

A diferença de potencial entre dois pontos do músculo na contração chega a apenas alguns milivolts. Portanto, a amplificação é necessária para o processamento do sinal (KONRAD, 2005).

Na eletromiografia é utilizado o amplificador em modo diferencial (Figura 4), pois se deseja amplificar a diferença de potencial entre duas partes do músculo (ASTON, 1990).

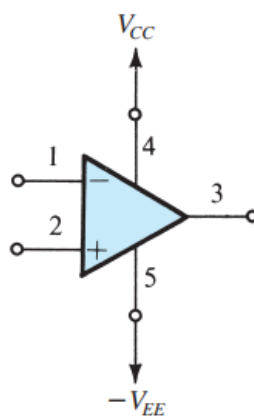
Figura 4 - Amplificador diferencial na eletromiografia



Fonte: Adaptado de Konrad (2005)

Os amplificadores operacionais (Figura 5) têm esse nome porque eram usados para realizar operações matemáticas em computadores analógicos (CARR; BROWN, 1998).

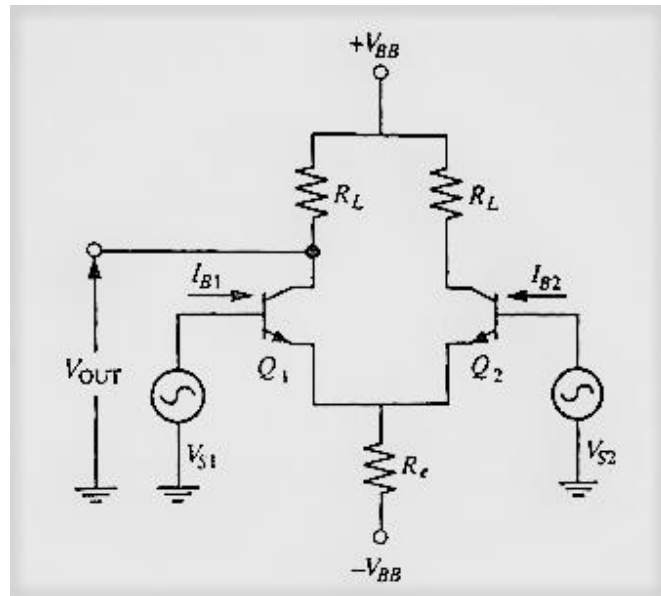
Figura 5 - Representação do amplificador operacional



Fonte: Sedra (2011)

O amplificador possui duas entradas, uma não-inversora e uma inversora. A entrada não-inversora produz um sinal em fase com o sinal de entrada e a inversora produz um sinal defasado de 180° do mesmo (CARR e BROWN, 1998). Seu circuito interno simplificado é mostrado na Figura 6:

Figura 6 - Circuito interno de um amplificador operacional



Fonte: Retirado de Aston (1990)

Analisando esse circuito a partir das leis de Kirchhoff e considerando que a corrente que passa por R_L é igual a βI_b , em que β é o ganho do transistor e r_b a resistência da base, temos:

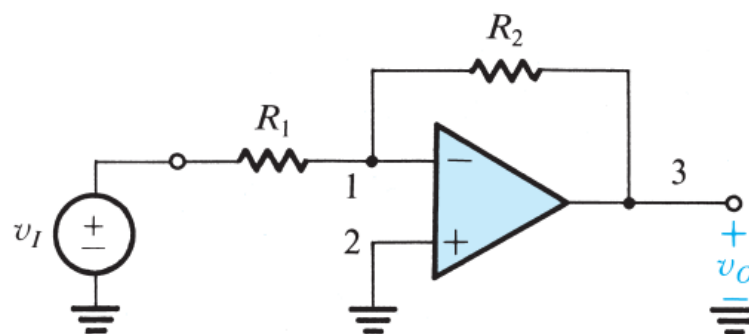
$$V_{out} = \frac{\beta R_L}{2r_b} \cdot (V_{S1} - V_{S2}) \quad (1)$$

Ou seja, a saída é a diferença entre as duas entradas, amplificada por um fator.

Um amplificador ideal tem ganho infinito, portanto V_{S1} e V_{S2} tendem ao mesmo valor e as correntes $I_{b1} = I_{b2} = 0$ (ASTON, 1990).

Uma das configurações mais básicas do amplificador operacional em um circuito é a de inversor (Figura 7).

Figura 7 - Amplificador na configuração inversora



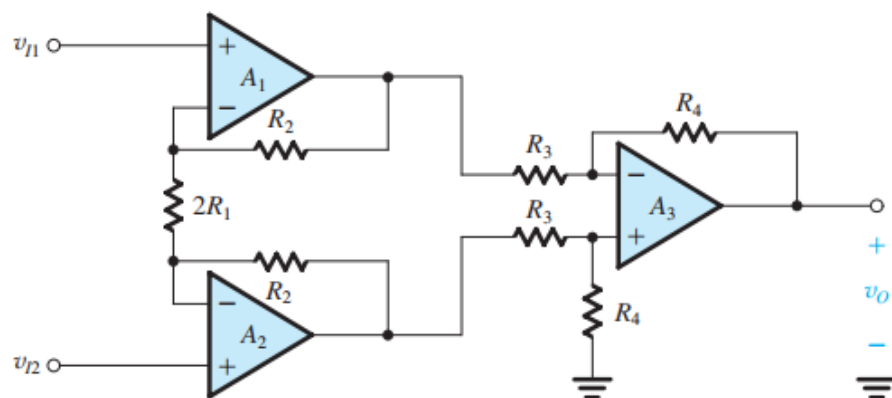
Fonte: Retirado de Sedra (2011)

Nessa configuração, há um resistor de entrada, R_1 , e um resistor de feedback, R_2 . Como $V_1 = V_2$, é criado um terra virtual na entrada inversora do circuito. A corrente que passa por R_1 , é, portanto, $I_{R1} = \frac{v_i}{R_1}$ e a corrente que passa por R_2 é $I_{R2} = \frac{0 - v_o}{R_2}$. Não há fluxo de corrente na entrada do amplificador, logo $I_{R1} = I_{R2}$ e $\frac{v_i}{R_1} = \frac{-v_o}{R_2}$. Portanto, a saída do circuito é igual ao inverso da entrada multiplicado por um ganho:

$$v_o = -\frac{R_2}{R_1} \cdot v_i \quad (2)$$

O amplificador de instrumentação (Figura 8) utiliza dois amplificadores operacionais como buffers para aumentar a impedância de entrada e um amplificador operacional conectado às saídas desses, na configuração de amplificador diferencial, obtendo alto ganho nos dois estágios (SEDRA, 2011).

Figura 8 - Esquemático do amplificador de instrumentação



Fonte: Retirado de Sedra (2011)

Na saída do circuito, o ganho é:

$$G = \left(\frac{R_2}{R_1} + 1\right) \cdot \frac{R_4}{R_3} \quad (3)$$

Essa configuração amplifica a diferença entre as duas entradas, por isso um dos fatores mais importantes de sua análise é a rejeição de modo comum (CMRR), medida da atenuação do sinal quando as entradas têm o mesmo valor. No modo diferencial ideal, sinais iguais nas entradas resultam numa saída zero, porém desequilíbrios internos podem gerar certo ganho (ASTON, 1990).

Quando o amplificador é utilizado para medir diferenças de potenciais no corpo, existem vários tipos de ruídos externos que interferem no sinal, dentre eles a interferência da

rede. A maioria dos sinais externos chega com a mesma amplitude nas duas entradas dos amplificadores, por isso recomenda-se CMRR maior do que 95 dB para atenuá-los (KONRAD, 2005; ASTON, 1990).

A alta impedância de entrada também aproxima esse tipo de amplificador do ideal. São recomendadas impedâncias de entrada entre 1 e 10 M Ω para essa aplicação (KONRAD, 2005).

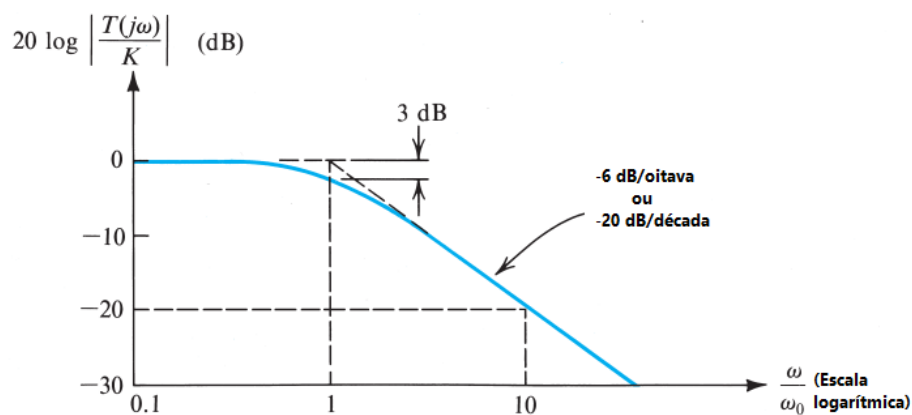
2.2.3 Filtros

Componentes passivos, como indutores e capacitores, são capazes de fazer com que um circuito apresente na saída apenas sinais dentro de uma faixa de frequências. Esse tipo de circuito é chamado filtro (NILSSON; RIEDEL, 2015).

É comum a análise de filtros por meio de um gráfico do ganho (tensão de saída em relação à tensão de entrada) em dB em relação à frequência, chamado gráfico de Bode.

Na realidade, os filtros não bloqueiam totalmente os sinais em frequências fora de sua banda, mas os atenuam, de modo a reduzir sua influência nos próximos estágios. Sendo assim, a análise do gráfico de Bode mostra um ganho praticamente constante dentro de uma banda de frequências e um decaimento fora da mesma. A frequência de corte é o ponto em que o ganho é 3 dB a menos do que o máximo. A Figura 9 mostra o gráfico de Bode de um filtro passa-baixas de primeira ordem com ganho unitário (NILSSON; RIEDEL, 2015; SEDRA, 2011).

Figura 9 - Bode de um filtro passa baixa de primeira ordem de ganho unitário



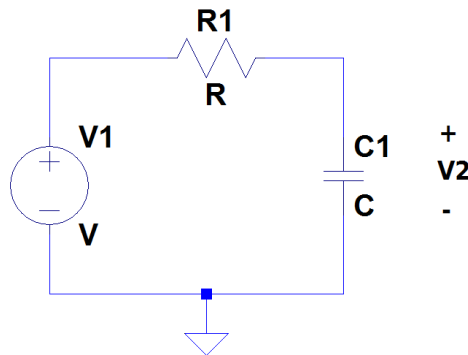
Fonte: Adaptado de Sedra (2011)

Existem vários tipos de filtros, baseados nas frequências que os circuitos selecionam:

- Passa-baixas: Seleciona frequências abaixo de determinada frequência de corte;
- Passa-altas: Seleciona frequências acima de determinada frequência de corte;
- Passa-faixa: Seleciona frequências dentro de uma banda de passagem, acima de uma frequência de corte 1 e abaixo de uma frequência de corte 2;
- Rejeita-faixa: Seleciona frequências fora de uma banda de passagem, abaixo de uma frequência de corte 1 e acima de uma frequência de corte 2;

Os filtros que contêm apenas componentes passivos são chamados filtros passivos. A Figura 10 mostra o esquemático de um filtro passivo passa-baixas.

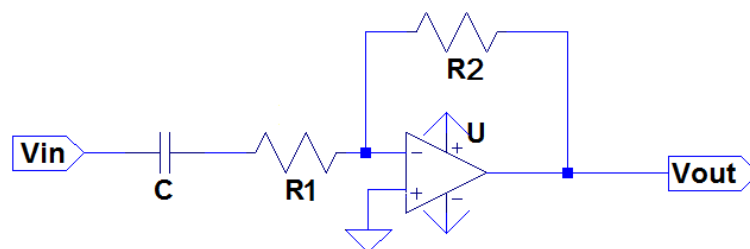
Figura 10 - Esquemático de um filtro passivo passa-baixas



Fonte: Autoria própria

Já os filtros ativos são dispositivos seletores de frequência que permitem um ganho na banda passante. O ganho se deve à utilização de amplificadores operacionais (NILSSON; RIEDEL, 2015). Na Figura 11 é mostrado um filtro ativo passa-altas:

Figura 11 - Filtro ativo passa-altas



Fonte: Autoria própria

De acordo com as Leis de Kirchhoff:

$$\frac{V_{in}-0}{\frac{1}{j\omega C}+R_1} = \frac{0-V_{out}}{R_2} \quad (4)$$

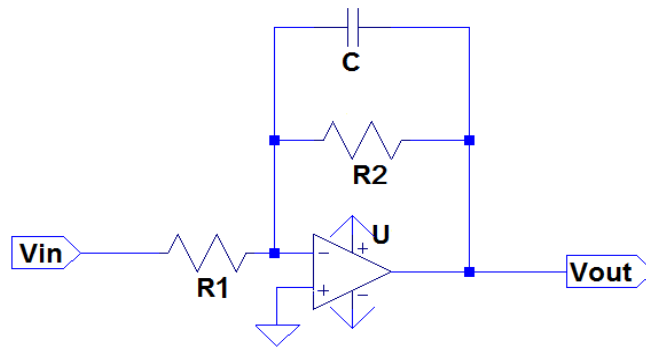
Logo:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = -\frac{R_2}{R_1} \cdot \frac{j\omega}{j\omega + \frac{1}{R_1 C}} \quad (5)$$

Se a frequência ω tende a 0, o ganho tende a 0, se $\omega = \frac{1}{R_1 C}$, o ganho é $\frac{1}{\sqrt{2}}$ e se ω tende a infinito o ganho tende a $-\frac{R_2}{R_1}$.

Na Figura 12 é mostrado um filtro passa-baixas:

Figura 12 - Filtro ativo passa-baixas



Fonte: Autoria própria

De acordo com as leis de Kirchhoff:

$$\frac{V_{in}-0}{R_1} = \frac{0-V_{out}}{\frac{1}{j\omega C}+\frac{1}{R_2}} \quad (6)$$

Logo:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = -\frac{R_2}{R_1} \cdot \frac{1}{j\omega R_2 C + 1} \quad (7)$$

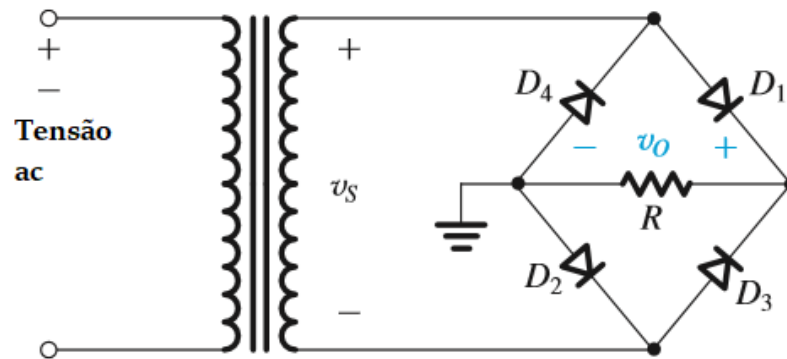
Ou seja, se frequência ω tende a 0, o ganho é igual a $-\frac{R_2}{R_1}$, se $\omega = \frac{1}{R_2 C}$, o ganho é $\frac{1}{\sqrt{2}}$ e se ω tende a infinito, o ganho tende para zero.

2.2.4 Retificação

A retificação completa é o processo de transformação de um sinal em seu módulo, ou seja, as amplitudes negativas tornam-se positivas na saída.

Existem diferentes formas de retificar um sinal. Um dos métodos mais comuns é a utilização de uma ponte de diodos (Figura 13).

Figura 13 - Retificador ponte de diodos

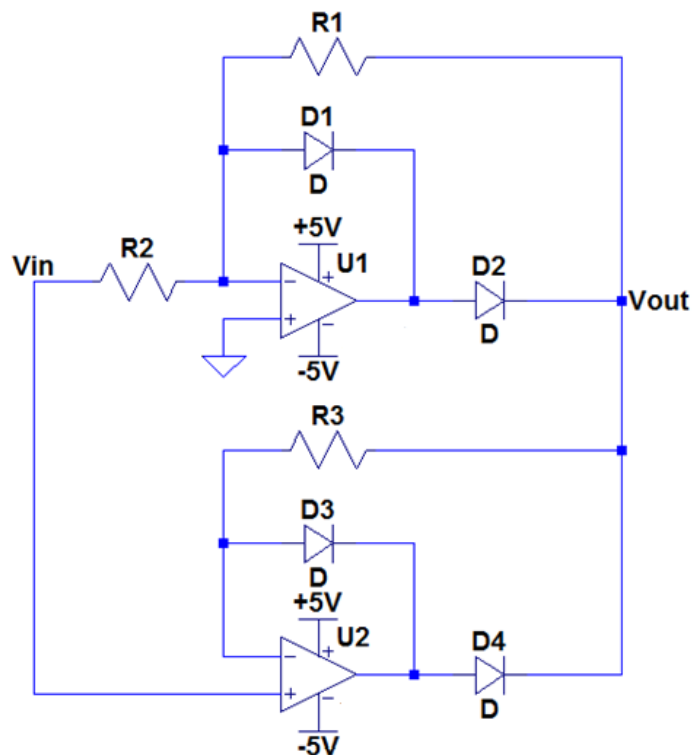


Fonte: Adaptado de Sedra (2011)

Uma limitação desse circuito é o decaimento de tensão nos diodos (SEDRA, 2011).

Uma alternativa é o retificador de onda completa com amplificadores operacionais. Uma das topologias possíveis é mostrada na Figura 14:

Figura 14 - Topologia de um retificador de onda completa com amplificadores operacionais



Fonte: Autoria própria

- $V_{in} > 0$:

No estágio superior, a entrada inversora está ligada na tensão de entrada positiva e a entrada não-inversora está ligada ao terra. Portanto, o diodo D_1 é saturado, o que faz com que a tensão de saída do amplificador seja 0 menos a queda de tensão de D_1 , logo o diodo D_2 fica em corte.

No estágio inferior, a tensão positiva é inserida na entrada não-inversora, portanto, há uma tensão de saída positiva que faz com que o diodo D_4 esteja saturado e o D_3 em corte. Logo, não há passagem de corrente por R_3 , mas a saturação do diodo D_4 cria uma corrente que passa pelo resistor R_1 no sentido de entrada em U1 e soma-se à corrente que passa por R_2 no sentido de entrada no mesmo nó. Considerando que os resistores têm valores iguais, as quedas de tensão em R_1 e R_2 se anulam, devido ao sentido da corrente, então se obtém $V_{out} = V_{in}$.

- $V_{in} < 0$:

No estágio superior, a tensão negativa é conectada à entrada inversora, portanto a tensão de saída é positiva, de modo que o diodo D_2 fique saturado e o diodo D_1 em corte. Há um fluxo de corrente em R_1 saindo do amplificador e um fluxo de corrente em R_2 entrando neste nó. Analisando as correntes no nó de entrada do amplificador, tem-se $V_{out} = -V_{in}$.

No estágio inferior, D_3 está saturado e D_4 em corte. A corrente em R_3 soma-se às correntes do estágio superior.

Portanto, utilizando o circuito acima se obtém $V_{out} = |V_{in}|$.

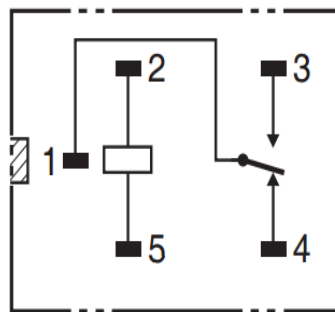
2.2.5 Isolação Galvânica

Em um circuito complexo são usados diversos módulos com diferentes circuitos e todos possuem um terra em comum. Caso algum desses circuitos apresente problemas ou no caso de picos de corrente provocados por um motor indutivo, por exemplo, a corrente de um estágio pode danificar outro. Em uma órtese, como o circuito é conectado ao usuário, esse pico de corrente pode prejudicá-lo, havendo risco de choque elétrico (BARION e DOURADO, 2015).

Para garantir a segurança do sistema, é necessário que o circuito do motor não tenha ligações físicas com circuito de aquisição, protegendo o microcontrolador e o usuário. Os relês e os acopladores ópticos são os tipos mais comuns de acoplamento.

O relê é um dispositivo eletromecânico composto por uma bobina e uma chave comutadora. Em repouso, o comutador permanece conectado a um terminal. Quando há passagem de corrente, ele é atraído pelo campo magnético e fecha um contato com outro terminal, como mostra a Figura 15.

Figura 15 - Esquemático de um relê

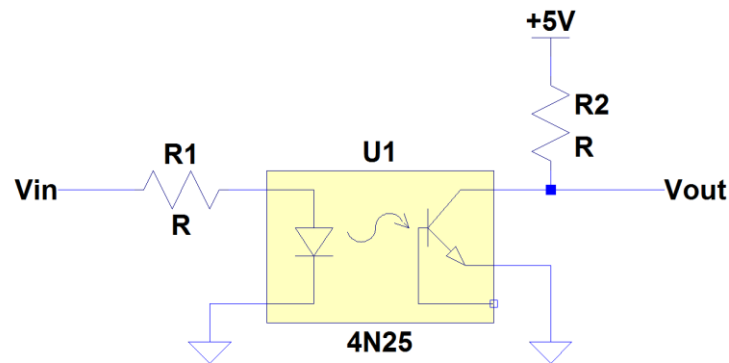


Fonte: Datasheet do G5LE PCB Power Relay (OMRON®)

A ligação entre o circuito de entrada e o de saída ocorre por efeito de campo magnético, portanto não há passagem física de corrente.

Um acoplador óptico possui um LED e um fototransistor encapsulados (Figura 16). O LED emite luz proporcional à corrente que passa por ele quando sua entrada recebe uma tensão maior do que a tensão de saturação. O fototransistor capta a luz emitida pelo diodo em sua base e a converte em corrente. O transistor polarizado na saturação pode funcionar como uma chave, ou seja, quando o transistor está saturado, $V_{out} = 0$, quando está em corte, $V_{out} = 5$ V.

Figura 16 - Circuito do acoplador óptico



Fonte: Autoria própria

A ligação entre o circuito de entrada e o circuito de saída é feita pela emissão de luz, portanto não há caminho para a passagem de corrente.

2.2.6 Microcontrolador PIC

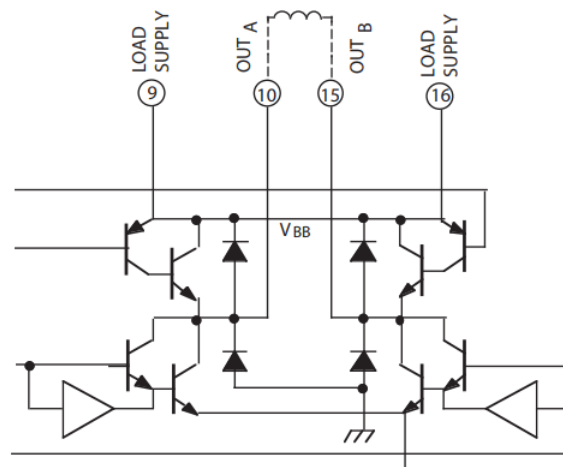
Optou-se por um microcontrolador PIC da Microchip®, modelo 16F877A, devido a suas entradas de comparação, que possibilitam a implementação da lógica, que envolve a comparação de sinais de entrada. Além disso, o dispositivo possui um conversor A/D de 10 bits e 33 portas de entrada e saída (MICROCHIP®).

A tensão de alimentação do PIC deve ficar entre 4 e 5,5 V e a tensão de qualquer porta de saída varia +/- 0,3 V em relação à alimentação. O tempo de resposta máximo é de 600 ns e as saídas dos comparadores demoram até 10 µs para atingir um estado válido. A frequência de operação é determinada por um cristal oscilador, nesse caso de 8 MHz (MICROCHIP®).

2.2.7 Driver de motor

O driver de motor é um dispositivo para acionamento bidirecional de um motor DC por meio de entradas digitais. São duas saídas, que funcionam alternadamente como fonte ou dreno de corrente, entre as quais é conectado o motor, como mostra a Figura 17. Nesse circuito, a direção da corrente depende do estado dos transistores.

Figura 17 - Diagrama de um full-bridge driver



Fonte: Retirado do datasheet do A3953SBT (Allegro®)

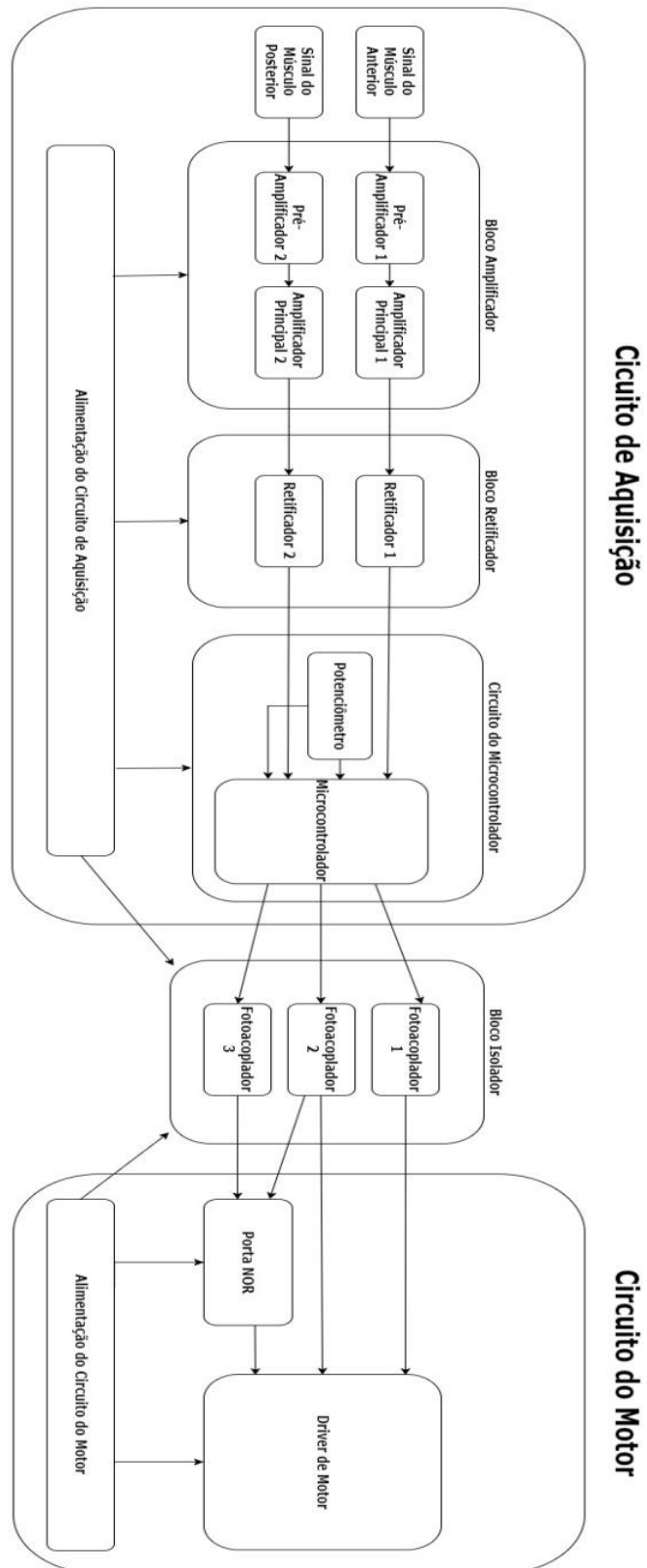
O A3953SBT da Allegro permite saída de corrente contínua de até 1,3 A e tensão de saída de até 50 V, com entradas lógicas entre 3 e 5,5 V.

3 DESENVOLVIMENTO

O dispositivo desenvolvido é formado por dois circuitos: o de aquisição e o do motor, separados por um bloco isolador.

Os dois sinais mioelétricos (músculo anterior e posterior) de entrada são filtrados, amplificados na banda de passagem e retificados no circuito de aquisição, antes de servirem de entrada para o microcontrolador, que define a lógica de acionamento do motor. Em seguida, o sinal passa por um circuito de acoplamento com isolamento galvânica e por fim chega ao circuito do motor, composto por uma porta NOR e um driver de motor, que apresenta duas saídas opostas, cada uma podendo estar em configuração de fonte ou dreno de corrente. O sistema completo é mostrado na Figura 18 e sua topologia é explicada neste capítulo.

Figura 18 - Diagrama de blocos da topologia implementada



Fonte: Autoria própria

3.1 Alimentação

3.1.1 Bateria

Para a escolha da bateria, alguns requisitos do projeto foram levados em consideração: a órtese deve ser facilmente carregada pelo paciente, não pode gerar desconforto e deve ter um preço acessível. Portanto, é essencial que suas baterias sejam pequenas, leves e de baixo custo.

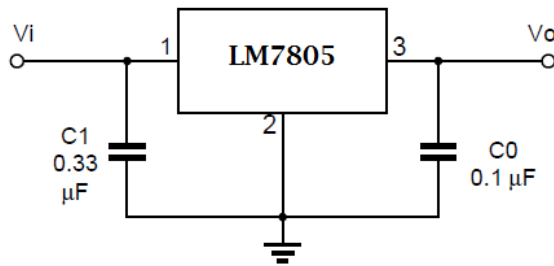
O sistema demanda 5 V de alimentação, de modo que baterias de 9 V são suficientes. Ao todo são necessárias três baterias, uma para a alimentação do circuito do motor e duas para a alimentação do circuito de aquisição (uma para a tensão positiva e uma para a negativa).

Optou-se por alimentar a carga do driver de motor com a mesma tensão da alimentação das entradas lógicas, porém essa tensão pode variar dependendo do motor escolhido, sendo necessária outra bateria.

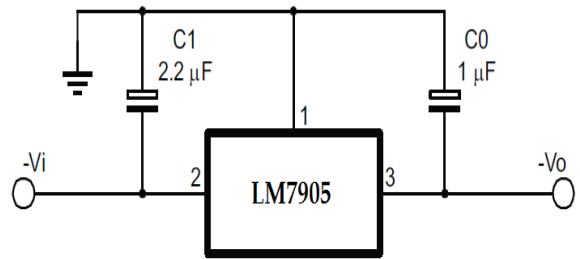
3.1.2 Reguladores

Foram usados os reguladores LM7805 e LM7905, responsáveis por manter o nível DC em +5 V e -5 V respectivamente. No circuito de aquisição, é necessária uma alimentação negativa e uma positiva para detectar toda a excursão dos sinais mioelétricos. No circuito do motor, apenas a alimentação positiva é necessária.

Os reguladores LM7805 recebem em sua entrada a tensão das baterias, 9 V, e liberam na saída 5 V. O LM7905 recebe em sua entrada -9 V da bateria e devolve -5 V na saída. Seus esquemáticos são mostrados nas figuras 18 e 19:

Figura 19 - Esquemático do retificador LM7805

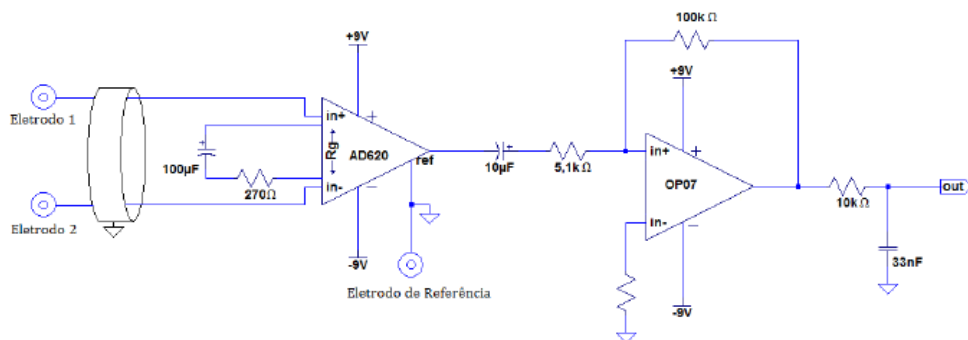
Fonte: Adaptado do datasheet LM7805

Figura 20 - Esquemático do retificador LM7905

Fonte: Adaptado do datasheet LM7905

3.2 Amplificação e filtros

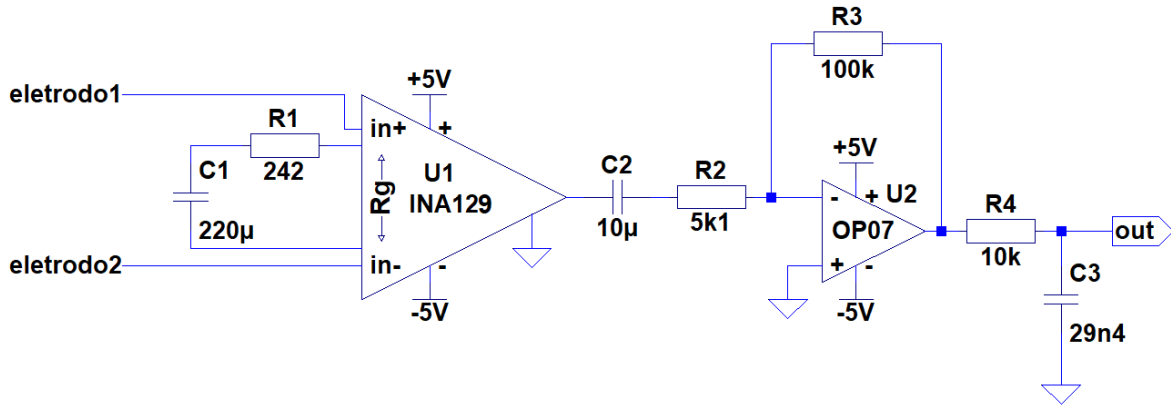
O bloco de amplificação e filtragem foi baseado no sistema proposto por BARION e DOURADO (2015), que, por sua vez, é uma adaptação do sistema de SUPUK et al. (2014). O circuito possui dois estágios, o pré-amplificador e o amplificador principal, ambos com elementos de filtragem que limitam o ganho em frequências maiores ou menores do que a banda de sinal mioelétrico. Os CIs utilizados nessa topologia, mostrada na Figura 21 são o amplificador de instrumentação AD620 e o amplificador operacional OP07.

Figura 21 - Topologia original do sistema de aquisição de sinais mioelétricos para acionamento de dispositivos

Fonte: Retirada de Barion e Dourado(2015)

Neste trabalho, o INA129 foi utilizado como amplificador de instrumentação, devido a sua disponibilidade no laboratório e seu baixo custo. A topologia desenvolvida é mostrada na Figura 22.

Figura 22 - Topologia implementada para aquisição, filtragem e amplificação de sinais mioelétricos



Fonte: Autoria própria

O ganho total desejado para que o sinal sirva de entrada no microcontrolador é de 4000 V/V.

3.2.1 Pré-amplificador

O circuito do pré-amplificador é um filtro ativo passa-altas. A amplificação do INA129 é definida pela seguinte equação:

$$G = \frac{49,4k}{R_G} + 1 \quad (8)$$

Em que R_G é o resistor externo. Nesse caso foi inserida uma associação de resistor e capacitor, para criar um filtro. Sendo assim, R_G é substituído por uma impedância Z_G :

$$Z_G = R_1 + \frac{1}{j\omega C_1} \quad (9)$$

9 em 8:

$$G = \frac{49,4k}{R_1 + \frac{1}{j\omega C_1}} + 1 \quad (10)$$

Barion e Dourado (2015) propõem um ganho de 243 V/V para a leitura do ARDUÍNO®. Neste trabalho, o microcontrolador utilizado é um PIC e um ganho de 200 V/V é suficiente.

Quando ω tende a infinito, a componente de impedância do capacitor tende a zero. Como se deseja ganho de 200 V/V nas frequências altas, $R_1 = 248,24 \, \Omega$. Uma associação em série de resistores de 220 e 22 Ω , resulta em 242 Ω , uma aproximação do valor de R_1 teórico com resistores comerciais. O ganho teórico para esse valor é de 205,13 V/V.

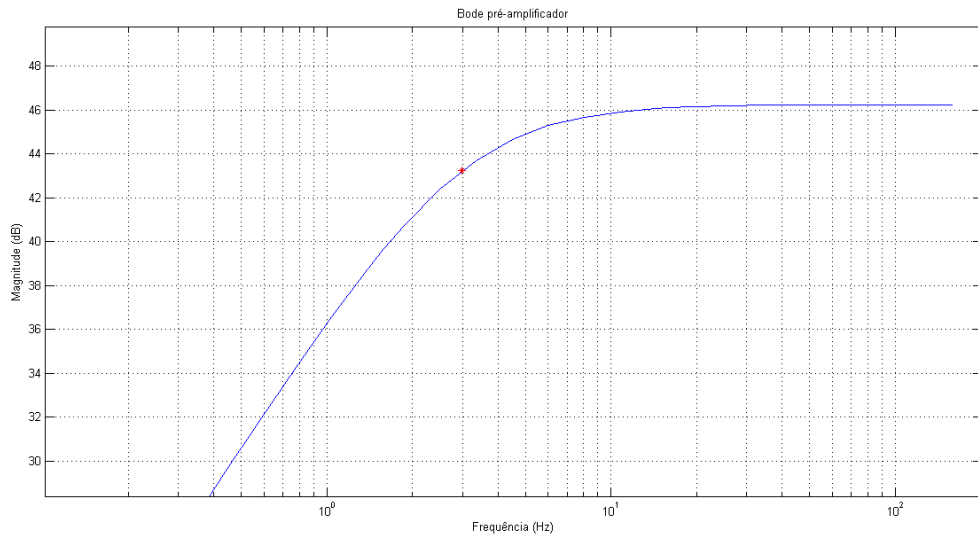
A frequência de corte é obtida através da equação:

$$freq_{corte} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad (11)$$

A frequência de corte desejada é 3 Hz, logo, $C_1 = \frac{1}{2\pi \cdot 242 \cdot 3}$, portanto $C_1 = 219,22 \mu F$. Aproximando para um valor comercial de capacitância, é utilizado $C_1 = 220 \mu F$, e a frequência de corte teórica para esse valor é 2,98 Hz.

A Figura 23 mostra o gráfico de Bode teórico do pré-amplificador.

Figura 23 - Gráfico de Bode do pré-amplificador



Fonte: Autoria própria

3.2.2 Amplificador principal

O circuito do amplificador principal é composto de dois filtros, um passa-baixas e um passa-altas, que formam em conjunto um passa-banda na faixa de frequências de 3 Hz a 500 Hz. O amplificador proporciona um ganho de cerca de 26 dB na banda de passagem.

Utilizando as leis de Kirchhoff:

$$\frac{V_{out1}-0}{R_2+\frac{1}{j\omega C_2}} = 0 - \frac{V_s}{R_4} \quad (12) \text{ e } V_{out2} = \frac{\frac{1}{j\omega C_3}}{R_5+\frac{1}{j\omega C_3}} \cdot V_s \quad (13)$$

Da equação 12:

$$V_s = -\frac{R_4}{R_2} \cdot \frac{1}{1+\frac{1}{j\omega R_2 C_2}} \cdot V_{out1} \quad (14)$$

Substituindo 14 em 13, tem-se:

$$V_{out2} = -\frac{R_4}{R_2} \cdot \frac{\frac{1}{j\omega C_3}}{R_5 + \frac{1}{j\omega C_3}} \cdot \frac{1}{1 + \frac{1}{j\omega R_2 C_2}} \cdot V_{out1} \quad (14)$$

O ganho máximo é definido por $\frac{R_4}{R_2}$. Como se deseja obter uma amplificação total de 4000 V/V, é necessário um ganho de 20 V/V nesse estágio. Portanto, são utilizados os valores de resistência: $R_2 = 5 \text{ k}\Omega$ e $R_4 = 100 \text{ k}\Omega$. Aproximando esses valores a valores de resistores comerciais, R_2 é uma associação em série de $4,7 \text{ k}\Omega$ e 390Ω , de modo que o ganho máximo teórico é de 19,64 V/V.

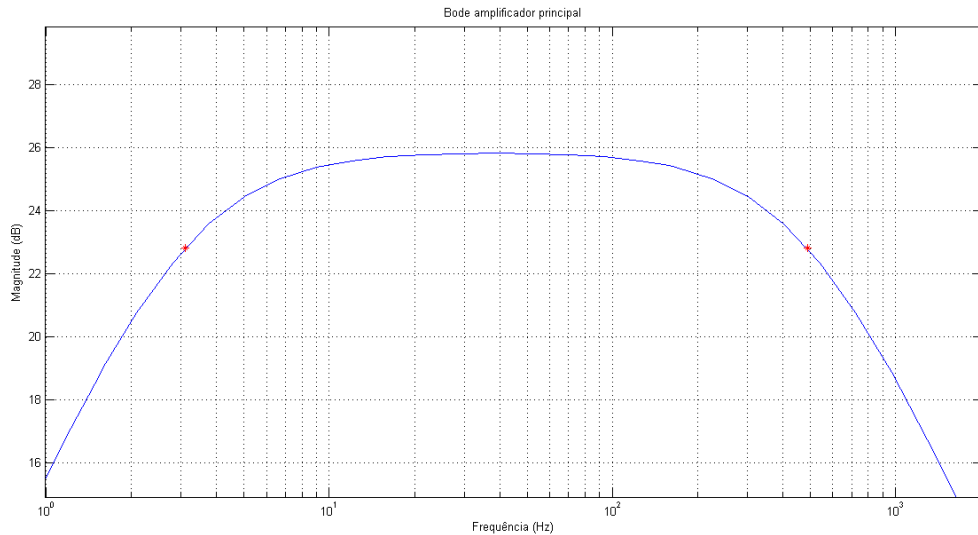
As frequências de corte alta e baixa são definidas pelas equações 15 e 16:

$$freq_{corte\ baixa} = \frac{1}{2\pi R_2 C_2} \quad (15) \text{ e } freq_{corte\ alta} = \frac{1}{2\pi R_5 C_3} \quad (16)$$

A frequência de corte baixa desejada é de 3 Hz e a alta de 500 Hz, logo $C_2 = 10,42 \mu\text{F}$ e, com R_5 fixado como $10 \text{ k}\Omega$, $C_3 = 31,83 \text{ nF}$. Aproximando esses valores para valores comerciais, tem-se: $C_2 = 10 \mu\text{F}$ e $C_3 = 33 \text{ nF}$, com frequências de corte teóricas de 3,12 Hz e 482,29 Hz.

O gráfico de Bode teórico do segundo estágio é mostrado na Figura 24.

Figura 24 - Gráfico de Bode do amplificador principal



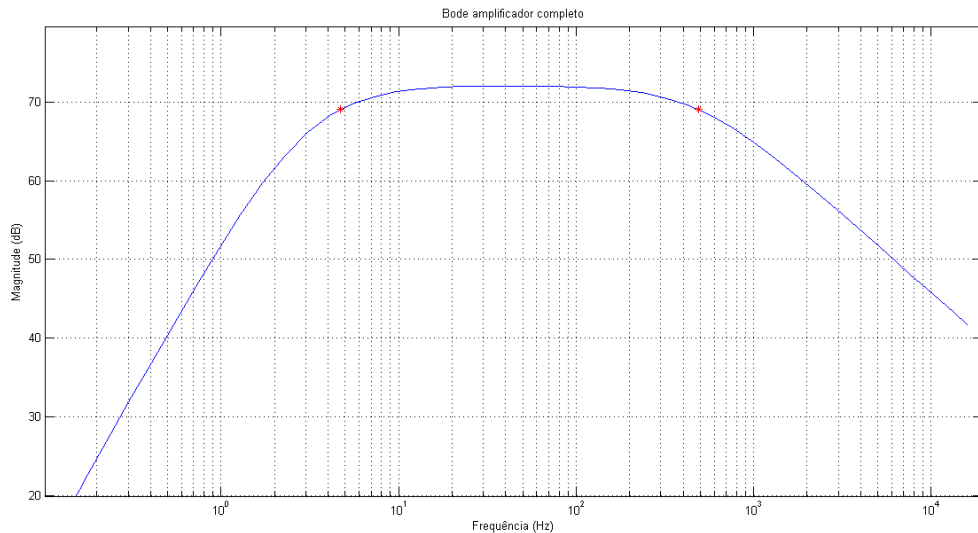
Fonte: Autoria própria

3.2.3 Amplificador completo

Em conjunto, os dois estágios possuem um ganho total máximo de 4028,75 V/V, ou seja, 72,1 dB, em uma faixa de 5 a 500 Hz, aproximadamente.

O gráfico de Bode teórico do amplificador completo é mostrado na Figura 25:

Figura 25 - Gráfico de Bode do amplificador completo



Fonte: Autoria própria

3.3 Retificação

O bloco de retificação utiliza a topologia mostrada na Figura 14, sendo que as resistências R_1 , R_2 , e R_3 têm o valor de 100k Ω e os amplificadores são OP07A.

3.4 Microcontrolador

Quando a fibra muscular é despolarizada, o sinal mioelétrico apresenta uma diferença de potencial mais elevada do que na polarização. Para o acionamento do dispositivo, deseja-se que a saída do microcontrolador indique em nível lógico alto quando o sinal de entrada ultrapassa um determinado limiar. Para atingir esse objetivo, as entradas de sinal mioelétrico são comparadas a entradas com uma tensão DC, definida por um potenciômetro em configuração de divisor resistivo. Se um dos dois sinais mioelétricos tem amplitude mais alta do que o limiar, esses sinais são comparados entre si, sendo que a maior amplitude dita o sentido de rotação.

Foram utilizadas as quatro entradas de comparação: duas para os sinais mioelétricos e duas para o limiar, que varia entre 0 e 2,5 V, dependendo do ajuste das resistências entre entrada e saída.

Além destas, o microcontrolador tem mais duas entradas digitais. A primeira é um botão liga/desliga. Quando o botão está na posição ligado, o programa se comporta normalmente, quando está na posição desligado, todas as saídas são zeradas. A outra entrada digital também é um botão, que indica o modo da saída. Para o modo 1, a saída fica em nível lógico alto apenas enquanto a entrada é maior do que o limiar. Para o modo 2, a saída fica em nível lógico alto durante 200 ms. Esse modo foi implementado para facilitar a visualização de LEDs ligados às saídas do microcontrolador, utilizada nos testes de validação.

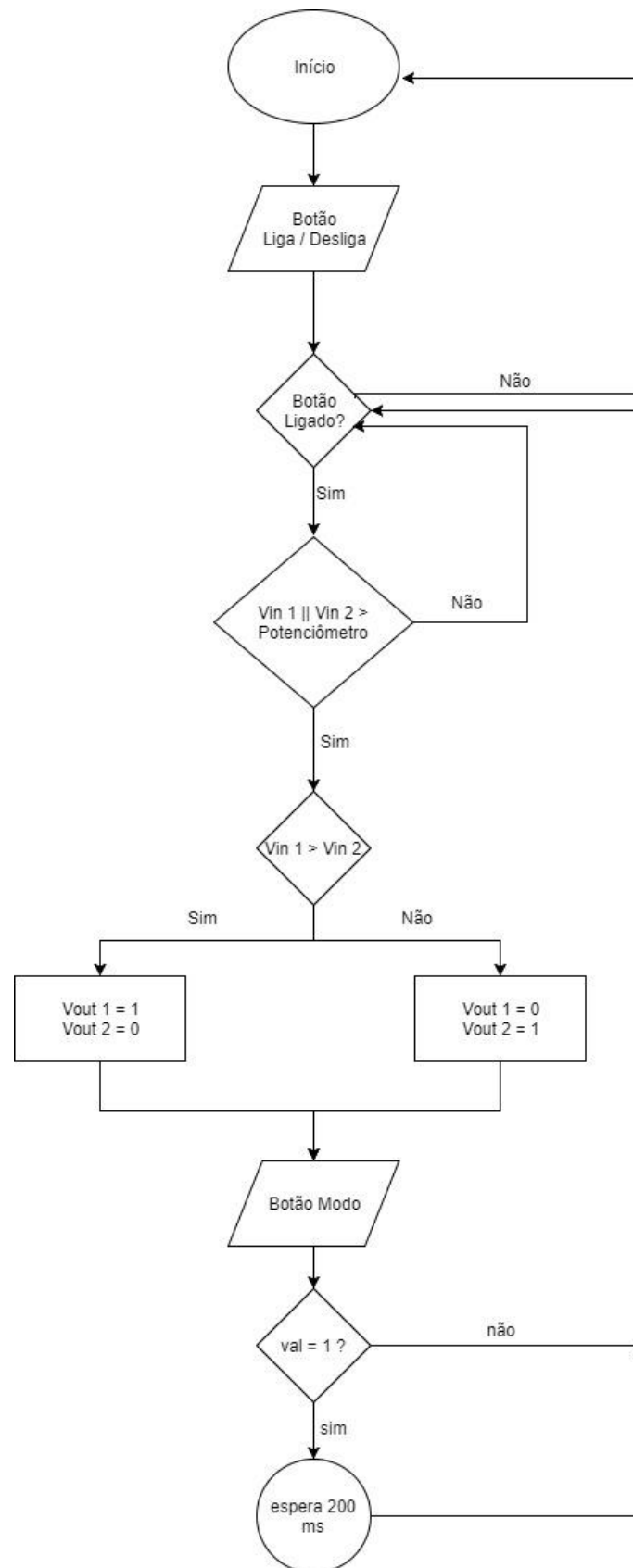
3.5 Algoritmo

O programa embarcado, feito na linguagem C, permite comparar as entradas dos dois músculos (anterior e posterior do membro). Quando o sinal do músculo 1 ultrapassa o limiar e é superior à entrada do músculo 2, a saída 1 assume nível alto. Quando o mesmo acontece com o sinal do músculo 2, a saída 2 assume nível alto. Se nenhum sinal ultrapassa o limiar, ou as duas entradas têm amplitude igual, ambas saídas são 0. Sendo assim as saídas são sempre opostas.

O programa segue esse funcionamento sempre que a entrada digital do botão liga/desliga está ligada, caso contrário, as saídas são zeradas. A entrada desse botão é direcionada a uma das saídas do microcontrolador, conectada a um LED vermelho, que indica se o dispositivo está ligado e se o software está funcionando.

O fluxograma é mostrado na Figura 26:

Figura 26 - Fluxograma do algoritmo embarcado

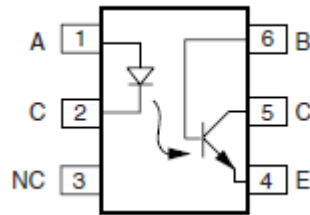


Fonte: Autoria Própria

3.6 Isolação Galvânica

Para a isolação foram utilizados acopladores ópticos 4N25 (Figura 27), que isolam tensões de até 5000 Vrms (VISHAY®).

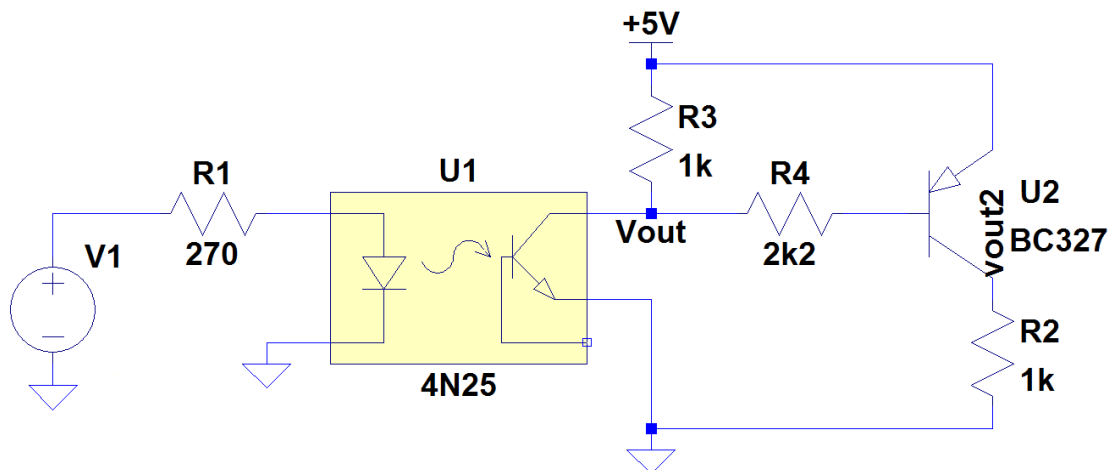
Figura 27 - Circuito interno do acoplador óptico 4N25



Fonte: Retirado do datasheet do 4N25 (VISHAY®).

O circuito de acoplamento exige um condicionamento de sinal que adapta a saída do microcontrolador à entrada do acoplador óptico e a saída deste à entrada de um driver de motor. O esquemático desse circuito é mostrado na Figura 28:

Figura 28 - Circuito completo do acoplador óptico



Fonte: Autoria própria

Considerando que a saída em nível alto do PIC é de cerca de 4,7 V e a queda de tensão no diodo do acoplador óptico é de cerca de 1,3 V, é necessário um resistor R_1 de entrada para obter uma corrente I_F no diodo que permite a saturação do transistor. O resistor escolhido, de 270 Ω , proporciona uma corrente de aproximadamente 12 mA.

Um resistor de pull-up foi adicionado à saída do transistor para que este funcione como uma chave: quando passa corrente pelo diodo, o transistor satura e a tensão de saída é zero; quando não há corrente, o transistor fica em corte e a tensão de saída é igual a 5 V.

Para obter uma saída em nível alto quando há nível alto no PIC, foi adicionado um transistor PNP e um resistor de pull-down. O resistor R_4 conecta a saída do acoplador óptico e a entrada da base do transistor U2 da Figura 28.

3.7 Driver de motor

O driver de motor escolhido foi o A3953SBT da Allegro®, devido à sua disponibilidade no laboratório e à simplicidade de suas operações. Para testar seu funcionamento, foram inseridos LEDs que representam o sentido da corrente em sua saída, ou seja, quando a saída OUTA é fonte de corrente, um LED verde se acende e quando a saída OUTB é fonte de corrente, um LED amarelo se acende.

Neste projeto o modo de funcionamento do driver escolhido foi *fast current-decay mode*, sendo assim, sua tabela verdade, apresentada no datasheet do componente, fica reduzida à Tabela 1:

Tabela 1 - Tabela verdade reduzida do driver de motor A3953

BRAKE	ENABLE	PHASE	OUT A	OUT B
H	H	-	OFF	OFF
H	L	L	L	H
H	L	H	H	L
L	-	-	L	L

Fonte: Retirado do datasheet do A3953SBT (Allegro®)

A entrada BRAKE é conectada à saída ligado/desligado do microcontrolador, de modo a parar o motor sempre que o botão é desligado.

As saídas do microcontrolador, responsáveis pela indicação do sentido de rotação do motor, são sempre opostas ou zero (quando não há sinal muscular ou quando são iguais). O ENABLE é ligado quando as saídas são opostas e desligado quando são zero. Assim, uma porta lógica NOR, que segue a tabela verdade mostrada na Tabela 2, foi usada para gerar o esse sinal. INPUT1 e INPUT2 são as saídas do microcontrolador.

Tabela 2 - Tabela verdade da porta lógica NOR

INPUT0	INPUT1	ENABLE
L	L	H
L	H	L
H	L	L
H	H	X

Fonte: Autoria própria

Por fim, a entrada PHASE foi conectada à saída INPUT1. Quando INPUT1 ou INPUT0 estiverem em nível alto, o ENABLE assumirá o nível alto e uma das saídas será fonte corrente. Essa saída depende de INPUT1: em nível alto, é OUTA, em nível baixo, OUTB.

3.8 Eletrodos

Foram utilizados eletrodos da NORAXON USA®, fixados com esparadrapo e com gel eletrocondutor para facilitar a condução de sinal, como mostra a Figura 29:

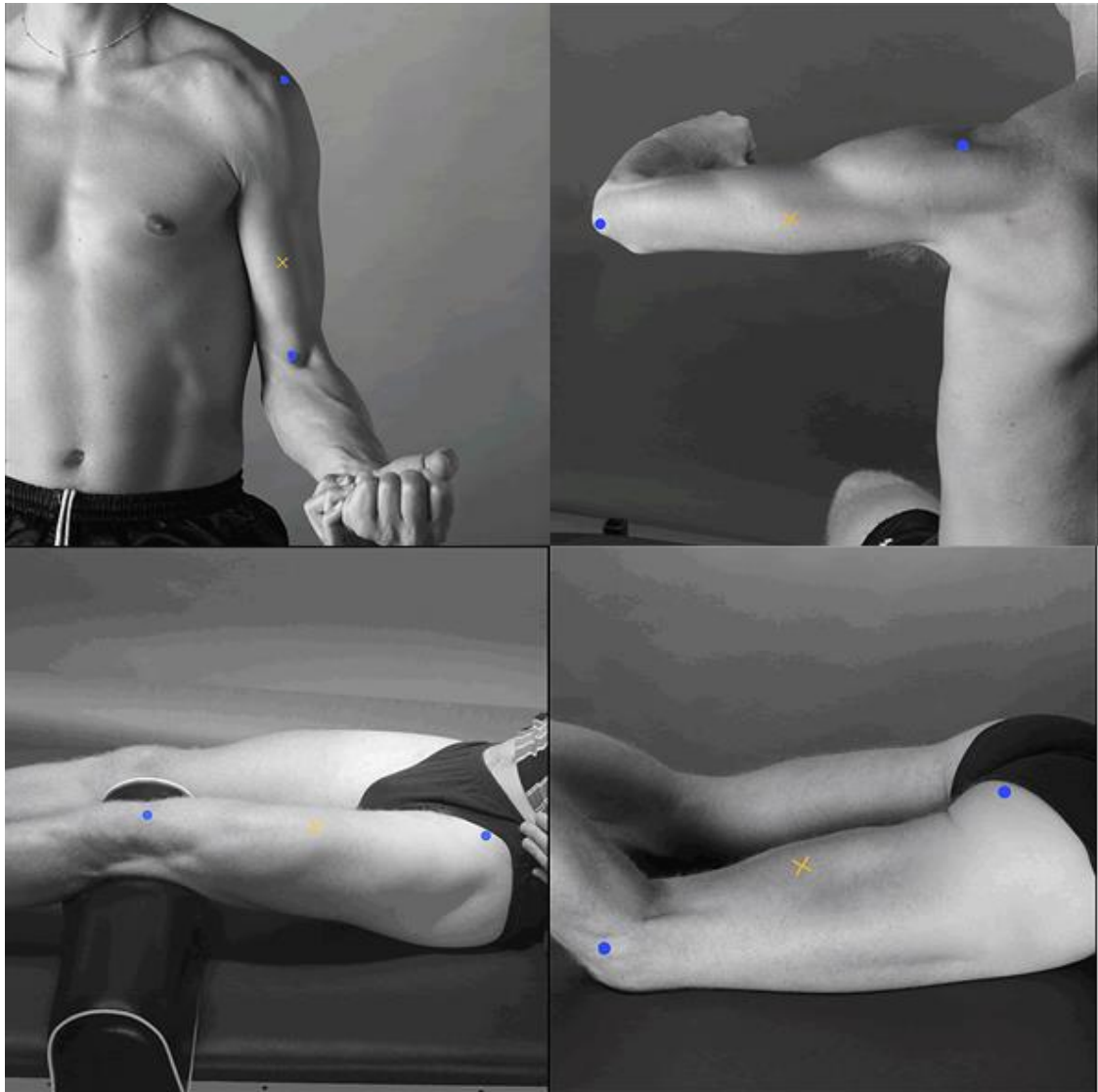
Figura 29 - Eletrodos NORAXON USA® fixados no quadríceps do voluntário



Fonte: Autoria própria

Sua localização foi baseada nas recomendações do portal SENIAM para cada músculo. A Figura 30 mostra a localização recomendada para aquisição de sinais do bíceps femoral, tríceps braquial, quadríceps femoral e bíceps femoral.

Figura 30 - Posição correta dos eletrodos para eletromiografia em membros superiores e inferiores



Fonte: Retirado de <seniam.org>

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Análise com gerador de sinais e escolha de componentes

Um dos objetivos deste trabalho é diminuir o custo do sistema de aquisição de sinais mioelétricos para acionamento de dispositivos proposto por Barion e Dourado (2015). Nesse sentido, foram feitos testes de alguns componentes com custo inferior para substituir os componentes da topologia original.

Foram analisados alguns parâmetros dos CIs de amplificadores, para verificar a possibilidade de substituição: o CMRR, a tensão de offset de entrada e a resistência de entrada.

O amplificador de instrumentação utilizado no circuito pré-amplificador da topologia original é o AD620. O INA129 é outro amplificador de instrumentação de baixo ruído com o mesmo diagrama de conexão. A Tabela 3 contém uma comparação dos principais parâmetros dos desses CIs.

Tabela 3 - Comparação das características dos amplificadores de instrumentação AD620 e INA129

Amplificador	CMRR	Offset de entrada máximo	Resistência de entrada	Preço unitário em dólar (Mouser)
AD620	110 dB	250 μ V	10 G Ω	\$10,06
INA129	130 dB	25 μ V	10 G Ω	\$8,72

Fonte: Datasheets dos componentes

A comparação mostra que o offset de tensão de entrada do INA129 é mais baixo e o CMRR é mais alto. Concluiu-se que o INA129 poderia substituir o AD620 sem prejuízo na amplificação.

No amplificador principal da topologia original, o amplificador operacional é um OP07. O TL071 é um amplificador operacional que estava disponível no laboratório, com o mesmo diagrama de conexão do OP07. A Tabela 4 mostra uma comparação dos parâmetros dos dois CIs.

Tabela 4 - Comparação das características dos amplificadores operacionais OP07 e TL071

Amplificador	CMRR	Offset de entrada máximo	Resistência de entrada	Preço unitário em dólar (Mouser)
OP07	123 dB	30 μ V	50 M Ω	\$0,88
TL071	90 dB	2 mV	2 M Ω	\$0,60

Fonte: Datasheets dos componentes

A tensão de offset de entrada do TL071 é 66,6 vezes maior do que a do OP07. Nesta aplicação uma baixa tensão de offset é essencial, pois a tensão de um sinal de EMG atinge no máximo 10 mV pico a pico (LUCA, 2002). Um offset da ordem de milivolts, como o do TL071, afeta o SNR e gera uma distorção muito alta. Portanto, esse CI não pode ser utilizado na amplificação do sinal mioelétrico.

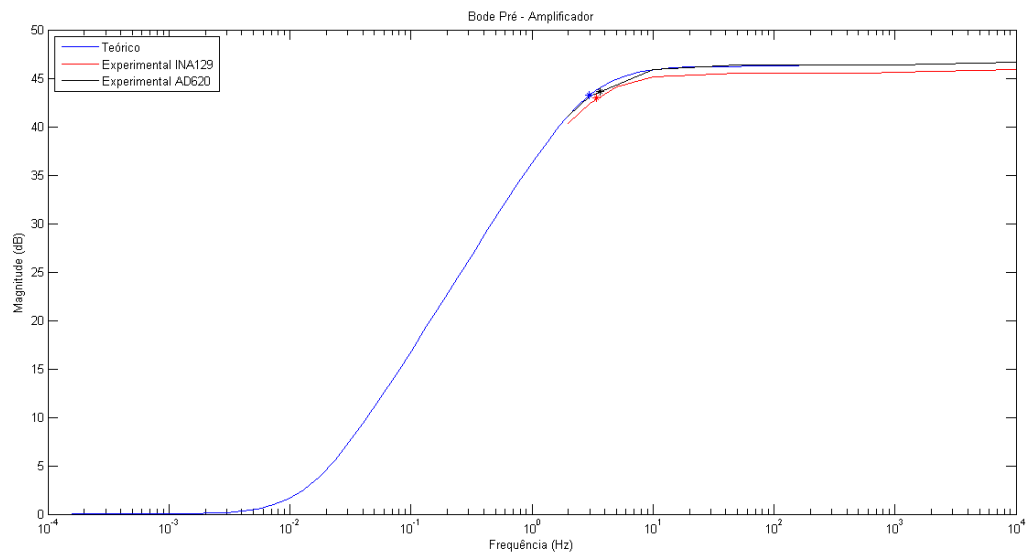
Em seguida, o bloco amplificador foi montado em protoboard e um gerador de sinais foi utilizado para gerar um sinal senoidal de entrada. Esse sinal foi conectado à entrada inversora de um dos pré-amplificadores e todas as outras entradas do circuito foram conectadas ao terra, de modo que a saída desse amplificador fosse igual à entrada senoidal defasada em 180° e a saída do outro amplificador fosse sempre zero.

A resposta em frequência do circuito com os diferentes CIs foi testada e comparada à resposta teórica a partir de gráficos de Bode traçados no MATLAB. A amplitude de entrada do sinal senoidal foi fixada e sua frequência alterada. A partir das amplitudes de saída de cada amplificador para determinadas frequências foi feito um gráfico de magnitude em dB no MATLAB e todas as frequências de corte foram encontradas a partir de uma interpolação desses pontos. A curva de resposta em frequência teórica foi traçada a partir das equações de ganho dos componentes e do circuito amplificador.

Além de observar o quanto os circuitos experimentais se aproximam das respostas teóricas esperadas, foi feita uma comparação entre os dois amplificadores (referentes ao músculo anterior e posterior) que compõem o bloco, pois diferenças internas nesses circuitos podem resultar em uma amplificação muito alta de um sinal de entrada em relação ao outro, o que afetaria sua comparação no microcontrolador. Além disso, respostas similares nos dois amplificadores garantem maior confiabilidade e capacidade de reprodução do sistema.

A Figura 31 mostra os gráficos de Bode do pré-amplificador teórico e dos pré-amplificadores experimentais com os CIs INA129 e AD620.

Figura 31 - Gráficos de Bode do pré-amplificador teórico e dos pré-amplificadores experimentais com os CIs INA129 e AD620



Fonte: Autoria própria

A Tabela 5 apresenta os parâmetros de comparação das três respostas em frequência.

Tabela 5 - Comparação da resposta em frequência teórica e experimental com os CIs INA129 e AD620

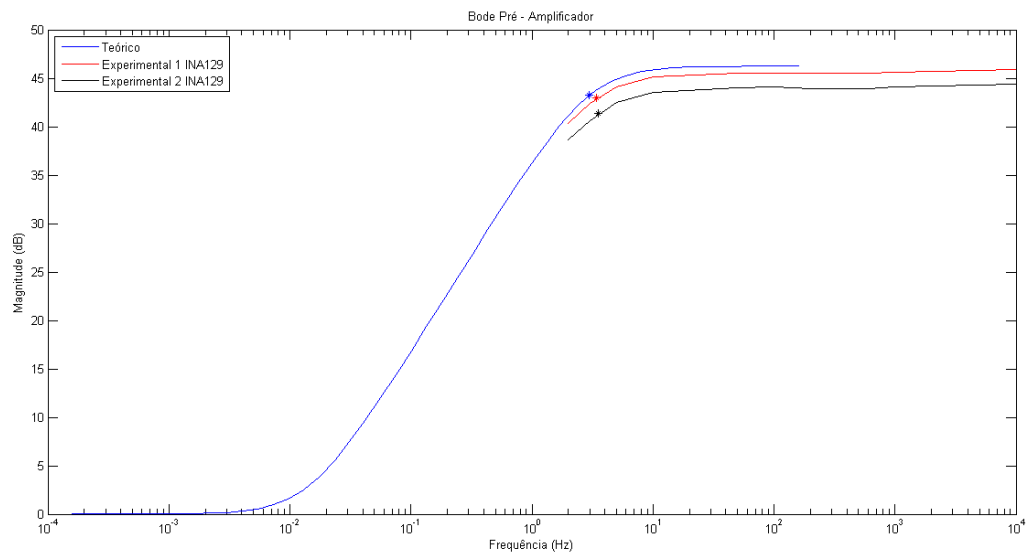
Parâmetro	Teórico	Experimental INA129	Erro em relação ao teórico	Experimental AD620	Erro em relação ao teórico
Ganho Máximo (dB)	46.2391	45.9333	0,66%	46.6643	0,91%
Frequência de corte baixa (Hz)	2.9947	3.4093	13,84%	3.6820	22,95%

Fonte: Autoria própria

Apesar do erro porcentual relativamente alto, as frequências de corte experimentais, em valor absoluto, ficaram próximas da teórica, assim como o ganho máximo. Como o componente INA129 tem um preço menor, de acordo com a cotação feita, e foi encontrado no mercado com mais facilidade, decidiu-se seguir o projeto utilizando esse CI.

A Figura 32 mostra a resposta em frequência dos dois pré-amplificadores do sistema (músculo anterior e posterior) com o CI INA129.

Figura 32 - Gráficos de Bode do pré-amplificador teórico e dos dois pré-amplificadores experimentais do sistema com o CI INA129



Fonte: Autoria própria

A Tabela 6 mostra uma comparação entre as respostas dos dois pré-amplificadores.

Tabela 6 - Comparação da resposta em frequência teórica e experimental dos dois pré-amplificadores do sistema com o CI INA129

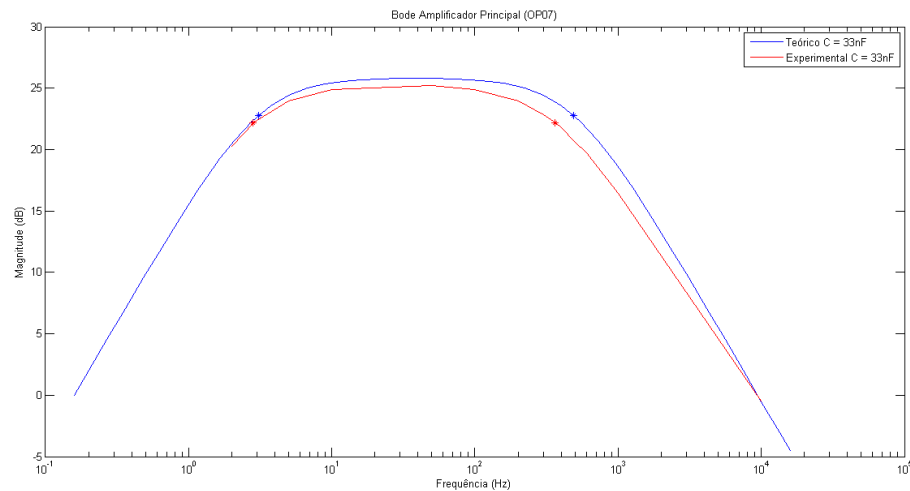
Parâmetro	Teórico	Experimental INA129 1	Experimental INA129 2	Diferença entre amplificadores experimentais
Ganho Máximo (dB)	46.2391	45.9333	44.3497	3,44%
Frequência de corte baixa (Hz)	2.9947	3.4093	3.5271	3,45%

Fonte: Autoria própria

A tabela mostra que a diferença das respostas dos dois amplificadores é baixa.

A Figura 33 mostra os gráficos de Bode do amplificador principal teórico e do experimental com o CI OP07.

Figura 33 - Gráficos de Bode do amplificador principal teórico e experimental com o CI OP07



Fonte: Autoria própria

A Tabela 7 mostra uma comparação da resposta teórica e experimental do amplificador principal com o CI OP07.

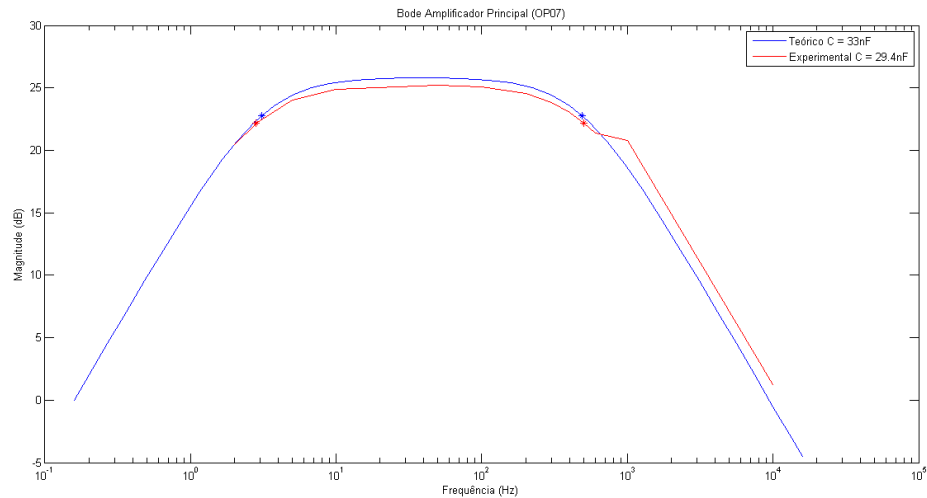
Tabela 7 - Comparação da resposta em frequência teórica e experimental do amplificador principal com o CI OP07

Parâmetros	Teórico	Experimental	Erro em relação ao valor teórico
Ganho Máximo (dB)	25.7926	25.2064	2,27%
Frequência de corte baixa (Hz)	3.0857	2.8152	8,77%
Frequência de corte alta (Hz)	487.4619	361.7041	25,80%

Fonte: Autoria própria

A frequência de corte alta experimental apresentou um erro grande em relação à teórica e foi considerada muito baixa para a amplificação de sinais mioelétricos. O capacitor 3, mostrado no esquemático da Figura 22, é responsável por essa frequência de corte. Seu valor, de 33 nF, foi alterado de modo a obter-se uma frequência de corte mais alta. A Figura 34 mostra os gráficos de Bode do amplificador principal teórico com $C_3 = 33$ nF e do experimental com o CI OP07 e uma associação de capacitores que resulta em $C_3 = 29,4$ nF.

Figura 34 - Gráficos de Bode do amplificador principal teórico com $C_3 = 33 \text{ nF}$ e do experimental com o CI OP07 e $C_3 = 29,4 \text{ nF}$

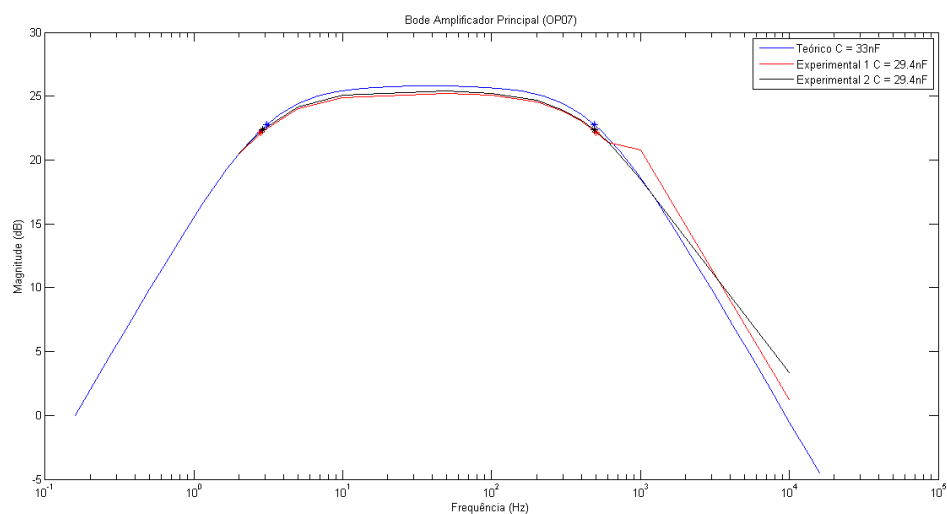


Fonte: Autoria própria

Os resultados numéricos são apresentados na Tabela 8 na coluna Experimental OP07 1. O amplificador com capacitância de 29,4 nF gera resultados mais próximos dos valores teóricos esperados para 33 nF, portanto esse valor foi utilizado no projeto. A provável razão da discrepância é a inexatidão do próprio CI OP07.

A Figura 35 mostra os gráficos de Bode do amplificador principal teórico com $C_3 = 33 \text{ nF}$ e dos dois experimentais com $C_3 = 29,4 \text{ nF}$ e com o CI OP07

Figura 35 - Gráfico de Bode do amplificador principal teórico com $C_3 = 33 \text{ nF}$ e dos experimentais com o CI OP07 $C_3 = 29,4 \text{ nF}$



Fonte: Autoria própria

A Tabela 8 mostra uma comparação da resposta dos dois amplificadores principais experimentais com o CI OP07 e $C_3 = 29,4 \text{ nF}$ e do amplificador teórico com $C_3 = 33 \text{ nF}$.

Tabela 8 - Comparação da resposta em frequência teórica com $C_3 = 33 \text{ nF}$ e experimental dos dois amplificadores principais com o CI OP07 e $C_3 = 29,4 \text{ nF}$

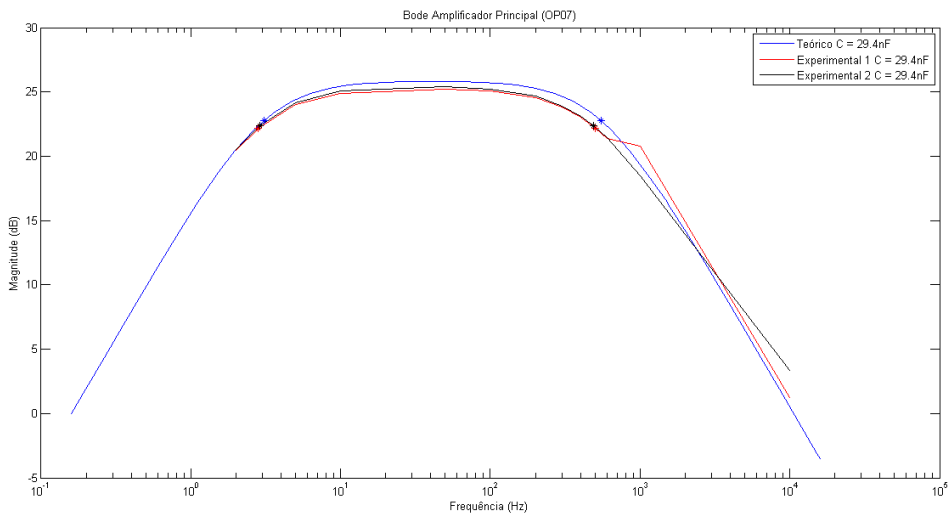
Parâmetros	Teórico	Experimental OP07 1	Erro em relação ao teórico	Experimental OP07 2	Erro em relação ao teórico	Diferença entre experimentais
Ganho Máximo (dB)	25.7926	25.2064	2,27%	25.4050	0,79%	0,79%
Frequência de corte baixa (Hz)	3.0857	2.8184	8,66%	2.8872	6,43%	2,44%
Frequência de corte alta (Hz)	487.4619	498.4355	2,25%	488.3171	0,18%	2,03%

Fonte: Autoria própria

Os resultados similares dos amplificadores experimentais reforçam que o erro da frequência de corte é intrínseco ao CI.

Para analisar o efeito de diminuir o capacitor, foi feito o gráfico de Bode da equação de ganho do amplificador principal com $C_3 = 29,4 \text{ nF}$, como mostra a Figura 36.

Figura 36 - Gráfico de Bode comparativo do amplificador principal teórico com capacitância $29,4 \text{ nF}$ e experimentais na mesma configuração e CI OP07



Fonte: Autoria própria

A Tabela 9 mostra a comparação entre a resposta teórica com $C_3 = 29,4$ nF e os dois amplificadores principais experimentais com o OP07 e $C_3 = 29,4$ nF.

Tabela 9 - Comparação da resposta em frequência teórica e experimental dos dois amplificadores principais com o CI OP07 e $C_3 = 29,4$ nF

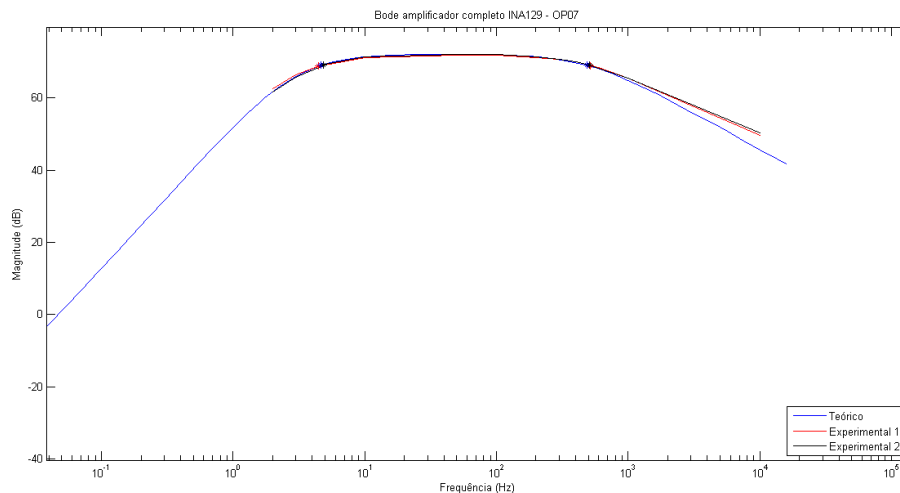
Parâmetros	Teórico	Experimental Lado 1	Erro	Experimental Lado 2	Erro
Ganho máximo	25.7966	25.2064	2,29%	25.4050	1,52%
Frequência de corte baixa	3.0913	2.8184	8,82%	2.8872	6,6%
Frequência de corte alta	546.6656	498.4355	8,82%	488.3171	10,67%

Fonte: Autoria própria

A frequência de corte alta aumentou como esperado, mas a resposta experimental com $C_3 = 29,4$ nF aproxima-se mais da teórica com $C_3 = 33$ nF, do que com $C_3 = 29,4$ nF.

Em seguida, o bloco amplificador foi analisado de maneira conjunta, utilizando os dispositivos INA129 e o OP07, como mostra a Figura 37.

Figura 37 - Gráfico de Bode comparativo dos amplificadores completos teórico e experimentais



Fonte: Autoria própria

A Tabela 10 mostra a comparação dos dois amplificadores completos experimentais com a topologia final (CIs INA129 e OP07 e $C_3 = 29,4$ nF) e do amplificador completo teórico com $C_3 = 33$ nF.

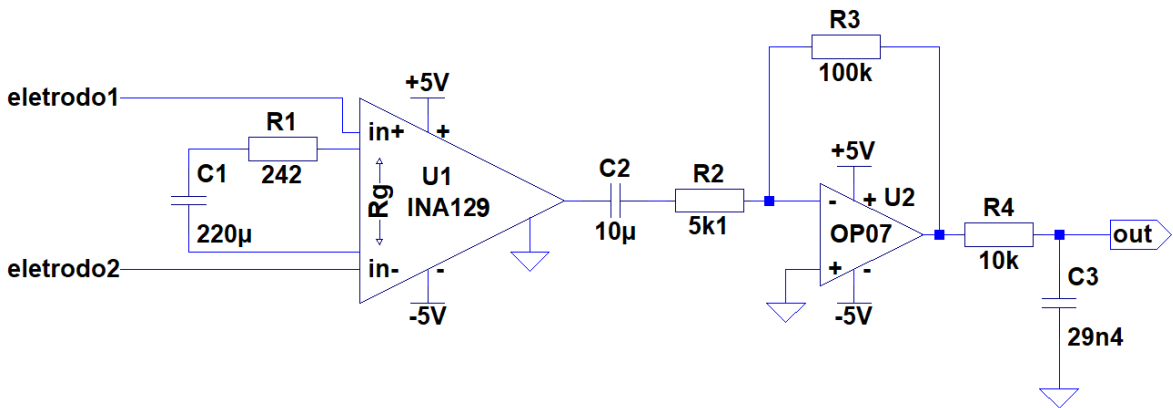
Tabela 10 - Comparação da resposta em frequência teórica e experimental do bloco amplificador completo com os CIs INA129 e OP07

Parâmetros	Teórico	Experimental 1	Erro	Experimental 2	Erro	Diferença
Ganho Máximo (dB)	72.0102	71.8750	0.19%	72.0421	0.04%	0.23%
Frequência de corte baixa (Hz)	4.6782	4.4896	4.03%	4.8803	4.32%	8.70%
Frequência de corte alta (Hz)	490.0121	517.5190	5.61%	510.9234	4.27%	1.27%

Fonte: Autoria própria

A resposta em frequência experimental se aproxima dos valores teóricos e a diferença entre os amplificadores experimentais é baixa. A Figura 38 mostra a configuração final do bloco amplificador.

Figura 38 - Topologia final do sistema



Fonte: Autoria própria

O bloco retificador foi conectado em seguida e observou-se uma diminuição da amplitude do sinal na saída do bloco amplificador.

Na configuração de retificador escolhida, o ideal é que os resistores que o compõem tenham valores altos para aumentar a impedância de entrada e diminuir a corrente drenada. Foram testados três valores de resistência, 1 kΩ, 10 kΩ e 100 kΩ, na tentativa de encontrar a menor diferença entre os ganhos com e sem o bloco retificador. A Tabela 11 mostra a comparação desse ganho para os três valores de resistência.

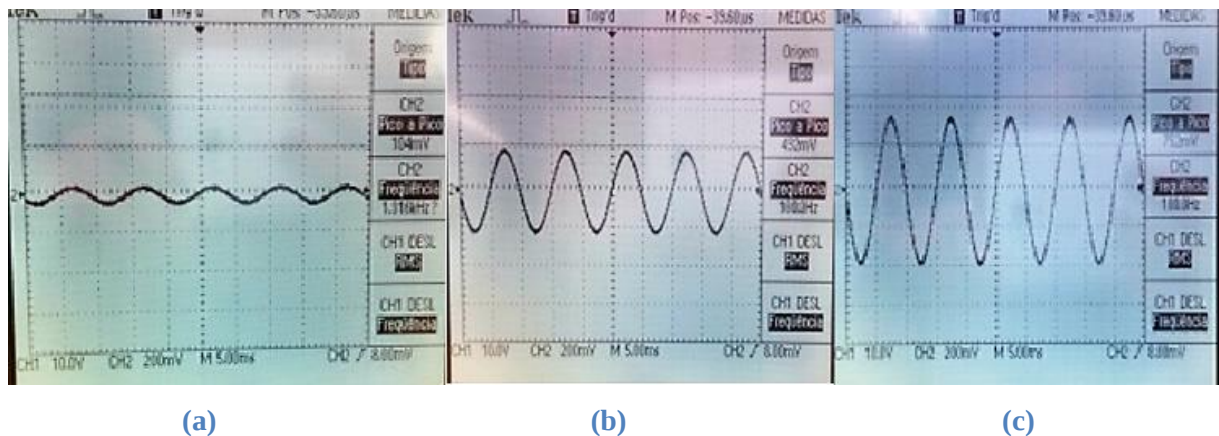
Tabela 11 - Comparação do ganho do amplificador para diferentes valores de resistência no bloco retificador

Resistência	Ganho absoluto (V/V)	Ganho (dB)	Erro do ganho dB em relação à saída sem o bloco retificador
1 k Ω	500	53,98	24,89%
10 k Ω	2057,69	66,27	7,79%
100 k Ω	3615,38	71,16	0,98%

Fonte: Autoria própria

A Figura 39 mostra os sinais de saída para cada valor de resistência.

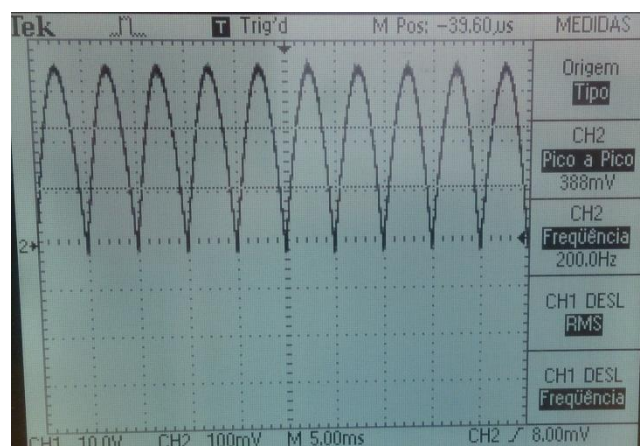
Figura 39 - Saída do bloco amplificador com resistência do bloco retificador igual a 1 k Ω (a); 10 k Ω (b); e 100 k Ω (c)



Fonte: Autoria própria

Observou-se que o resistor de 100 k Ω gera a saída mais próxima do sistema sem o bloco retificador, portanto esse valor foi escolhido. A Figura 40 mostra a saída para uma entrada senoidal com amplitude pico a pico de 760 mV.

Figura 40 - Saída de um sinal senoidal no bloco retificador

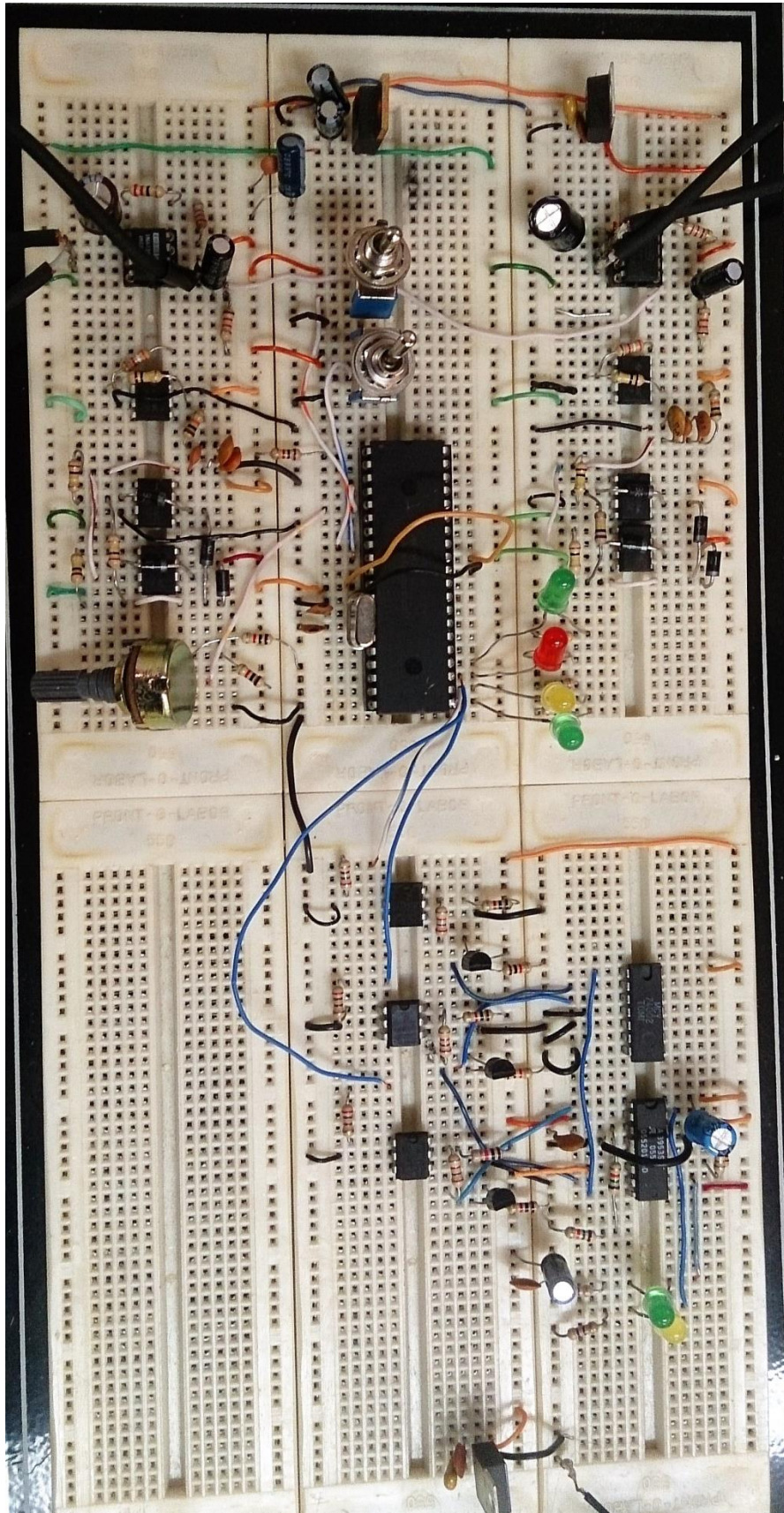


Fonte: Autoria própria

Para a isolação, relês foram os dispositivos para isolação galvânica escolhidos em um primeiro momento, por terem um funcionamento simples, porém foram descartados devido ao barulho que faziam a cada vez que as ligações eram feitas. Esse barulho indica uma baixa eficiência do sistema e poderia trazer desconforto ao usuário do equipamento.

O circuito final na protoboard é mostrado na Figura 41.

Figura 41 - Circuito final na protoboard



Fonte: Autoria própria

4.2 Teste no voluntário

Depois de definidos os componentes, o circuito foi testado conectando as entradas do sistema aos eletrodos posicionados como indicado no capítulo 3.

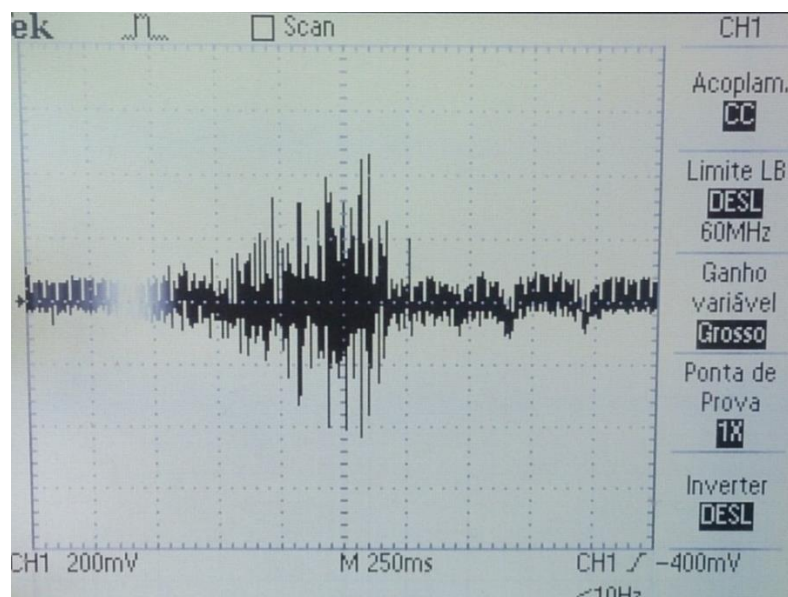
Apesar do objetivo final do sistema ser o acionamento de uma órtese para membros inferiores, o teste preliminar foi realizado em membro superior por praticidade.

4.2.1 Bloco Amplificador

O sinal do bíceps foi conectado às entradas do amplificador 1 e as entradas do amplificador 2, ao terra. Posteriormente, processo foi repetido invertendo aos lados.

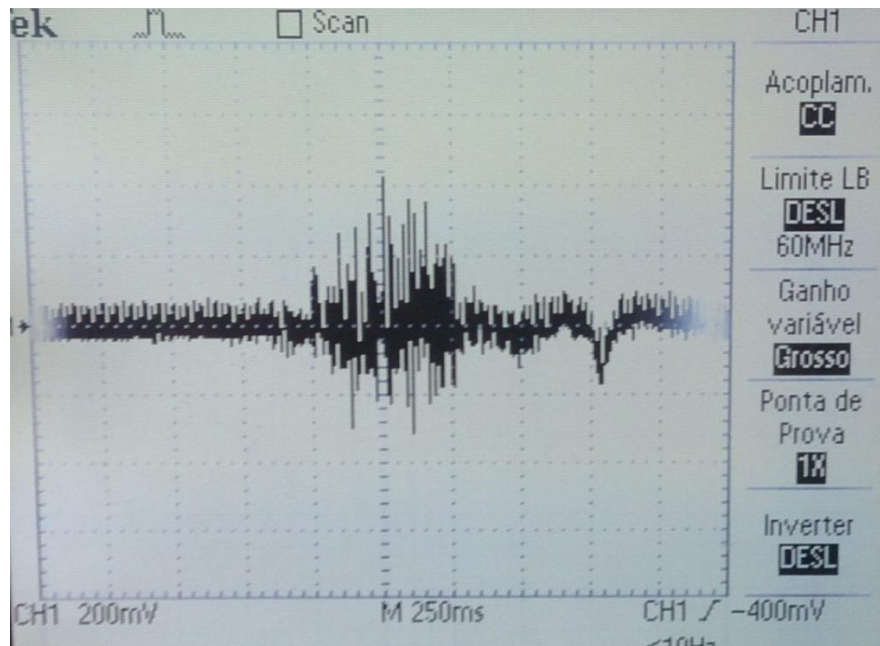
As figuras 41 e 42 mostram a saída do bloco amplificador durante a contração do bíceps nos dois amplificadores.

Figura 42 - Sinal da contração do bíceps ligado ao amplificador 1, na saída do bloco amplificador



Fonte: Autoria própria

Figura 43 - Sinal da contração do bíceps ligado ao amplificador 2, na saída do bloco amplificador



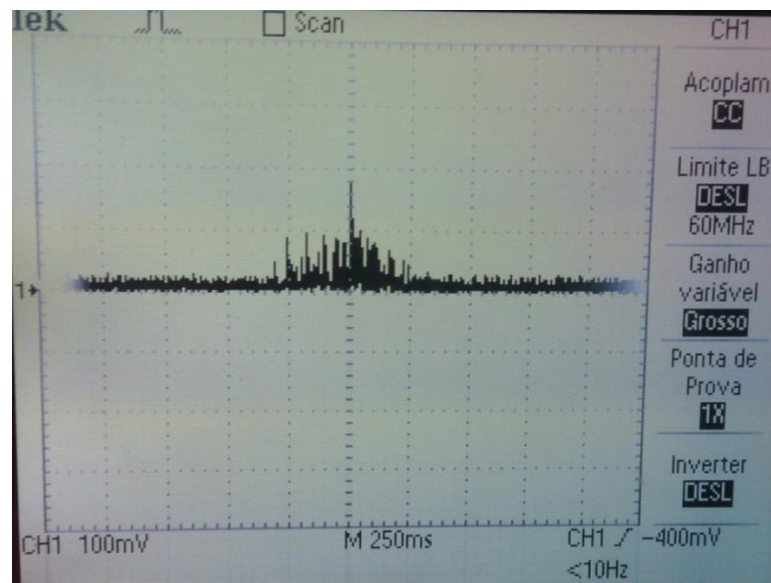
Fonte: Autoria própria

O sinal apresentou picos de cerca de 400 mV e um ruído elevado. Observou-se que o ruído tem uma frequência próxima da rede, portanto foi atribuído a esse tipo de interferência.

4.2.2 Bloco Retificador

A Figura 44 mostra a saída do bloco retificador com o sinal do bíceps conectado a um dos amplificadores.

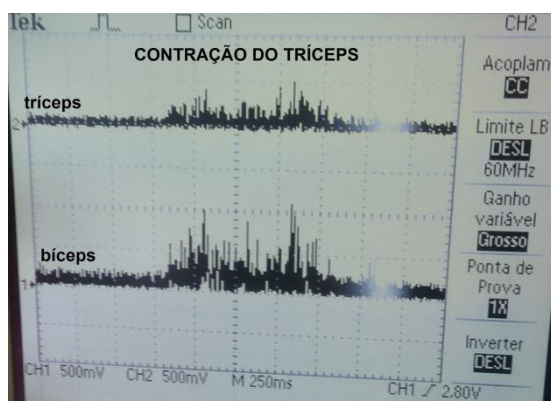
Figura 44 - Sinal de uma contração do bíceps na saída do bloco retificador



Fonte: Autoria própria

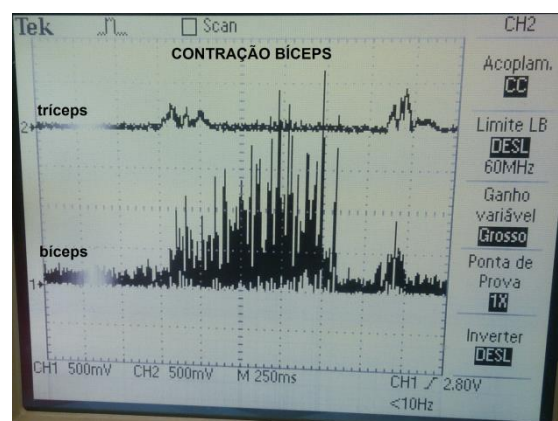
Em seguida foi testada a comparação entre os sinais dos músculos anterior e posterior na saída do bloco retificador. Assim, o sinal do bíceps foi conectado ao amplificador 1 e o sinal do tríceps ao amplificador 2. As figuras 44 e 45 mostram os resultados preliminares.

Figura 45 - Canal 1: Sinal do bíceps e Canal 2: Sinal do tríceps durante uma contração do tríceps



Fonte: Autoria própria

Figura 46 - Canal 1: Sinal do bíceps e Canal 2: Sinal do tríceps durante uma contração do bíceps



Fonte: Autoria própria

Em um primeiro momento, durante a contração do bíceps, o sinal deste músculo apresentou maior amplitude do que o sinal do tríceps, o que é suficiente para que o motor gire em uma direção. No entanto, na contração do tríceps, o sinal deste músculo apresentou uma

amplitude menor do que a do sinal do bíceps, o que faria com que o motor girasse na mesma direção e não na oposta, como projetado.

A alta amplitude do sinal do bíceps durante a contração do tríceps foi atribuída a cross-talk e ao fato do sinal do músculo anterior ser naturalmente mais forte do que o do músculo posterior.

Após alguns ajustes, obteve-se melhora na aquisição destes sinais. Dois fatores foram responsáveis por uma melhor diferenciação:

- Posicionamento adequado dos eletrodos
- Indivíduo com maior massa muscular

As figuras 46 e 47 mostram os sinais com a mesma configuração das figuras 44 e 45, após os ajustes.

Figura 47 - Canal 1: Sinal do bíceps e Canal 2: Sinal do tríceps durante uma contração do tríceps em indivíduo com mais massa muscular



Fonte: Autoria própria

Figura 48 - Canal 1: Sinal do bíceps e Canal 2: Sinal do tríceps durante uma contração do bíceps em indivíduo com mais massa muscular

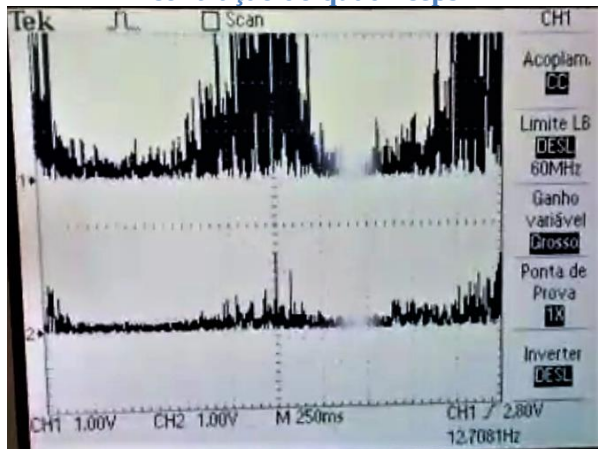


Fonte: Autoria própria

Dessa vez o sinal de maior amplitude foi o do músculo que estava sendo contraído. No entanto, a amplitude do sinal do tríceps em sua contração mostrou-se menor do que a amplitude do sinal do bíceps em sua contração.

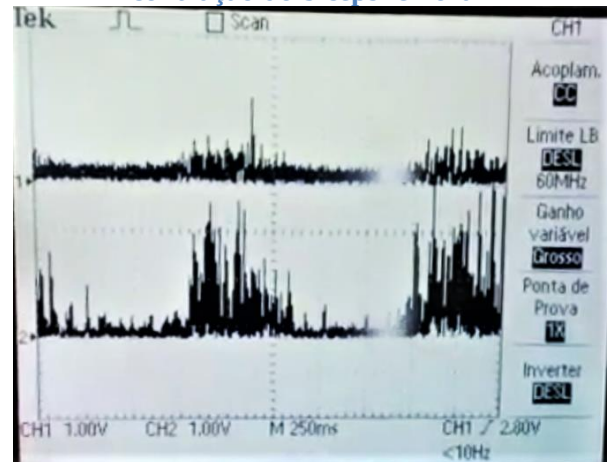
Em seguida, repetiu-se o procedimento com os eletrodos conectados ao quadríceps e ao bíceps femoral. As figuras 48 e 49 mostram os resultados.

Figura 49 - Canal 1: Sinal do quadríceps e Canal 2: Sinal do bíceps femoral durante a contração do quadríceps



Fonte: Autoria própria

Figura 50 - Canal 1: Sinal do quadríceps e Canal 2: Sinal do bíceps femoral durante a contração do bíceps femoral



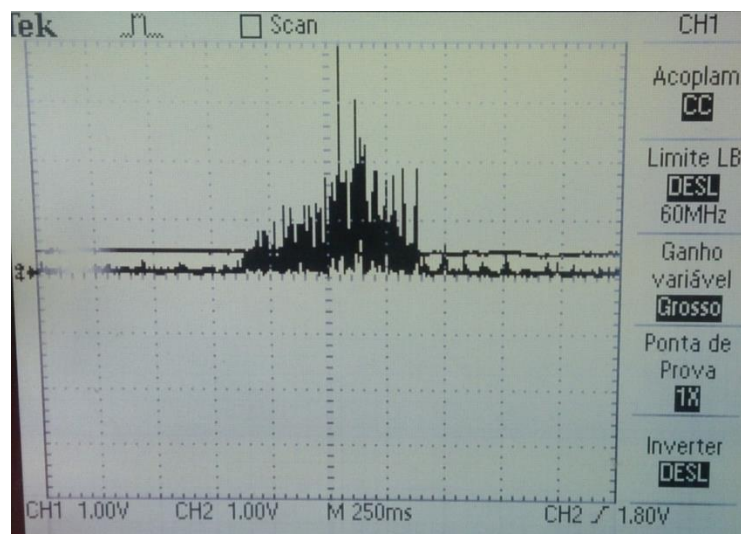
Fonte: Autoria própria

4.2.3 Circuito do microcontrolador

Para o teste deste circuito, o sinal do bíceps foi conectado a um dos amplificadores e as entradas do outro amplificador foram conectadas ao terra.

O ajuste do potenciômetro gera o limiar de tensão que o sinal mioelétrico deve atingir para o estado LIGADO na saída do microcontrolador. Na Figura 51, o canal 1 está ligado à saída do bloco retificador e canal 2 está ao sinal do potenciômetro. Se houver um impulso que exceda esse sinal, a saída do microcontrolador será 5 V.

Figura 51 – Sinal de uma contração na saída do retificador e limiar de acionamento do microcontrolador



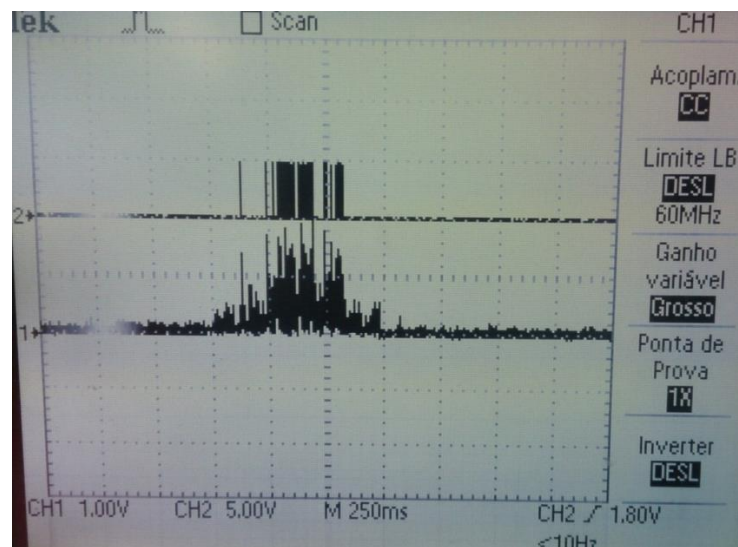
Fonte: Autoria própria

„

O sinal amplificado ultrapassa o limiar durante praticamente toda a contração.

A Figura 52 mostra, no canal 1, a saída do bloco retificador durante a contração e, no canal 2, a saída do microcontrolador referente a essa entrada, para um limiar de acionamento próximo de 1 V.

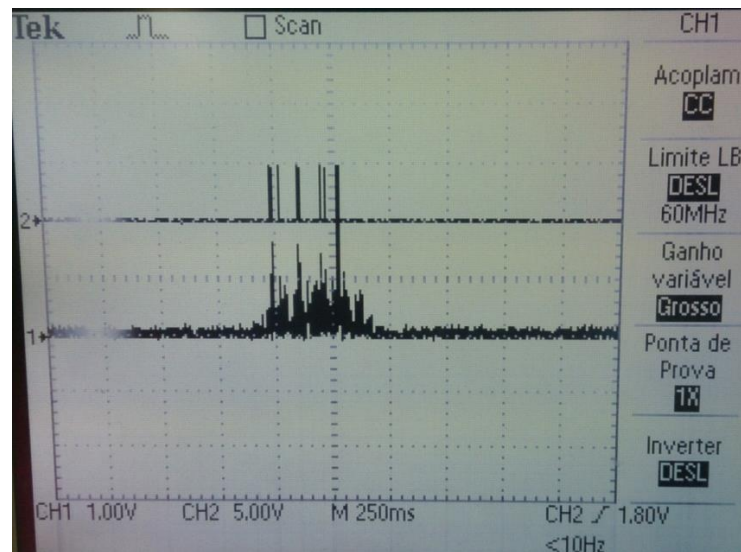
Figura 52 - Sinal do bíceps na saída do retificador durante uma contração (Canal 1) e sinal de saída do microcontrolador (Canal 2) com limiar de 1 V



Fonte: Autoria própria

A Figura 53 mostra a saída do microcontrolador com o mesmo limiar durante uma contração mais fraca.

Figura 53 - Sinal do bíceps na saída do retificador durante uma contração fraca (Canal 1) e sinal de saída do microcontrolador (Canal 2) com um limiar de acionamento de 1 V

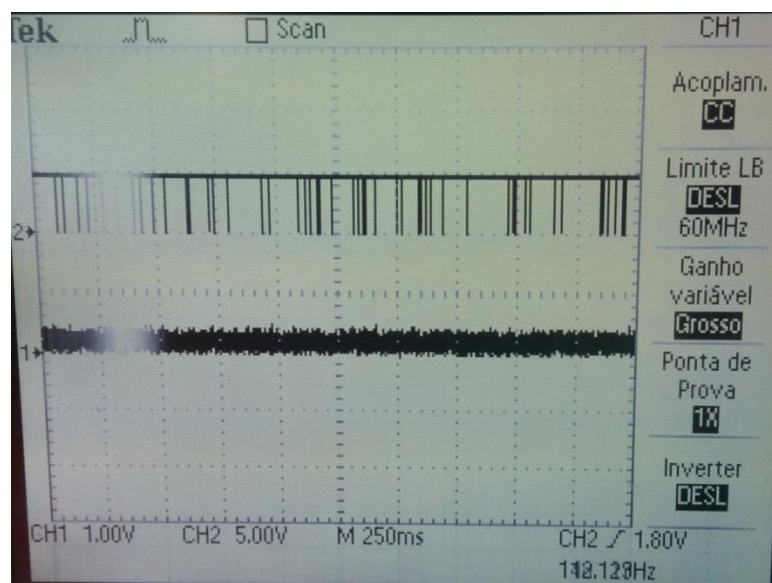


Fonte: Autoria própria

Observa-se que saída do microcontrolador foi zero durante quase toda a contração, o que reforça a necessidade de um limiar de acionamento ajustável.

A Figura 54 mostra a saída do microcontrolador com um limiar muito baixo. Como o sinal mioelétrico ultrapassa o limiar quase 100% do tempo, mesmo sem a contração do músculo, a saída do microcontrolador é quase sempre 5 V.

Figura 54 - Sinal do musculo relaxado na saída do retificador (Canal 1) e sinal de saída do microcontrolador (Canal 2) com um limiar de acionamento muito baixo



Fonte: Autoria própria

A partir da observação dos sinais, constatou-se que o potenciômetro é capaz de definir o limiar DC e o microcontrolador é capaz de comparar a entrada a esse limiar e retornar, na saída, o sinal esperado.

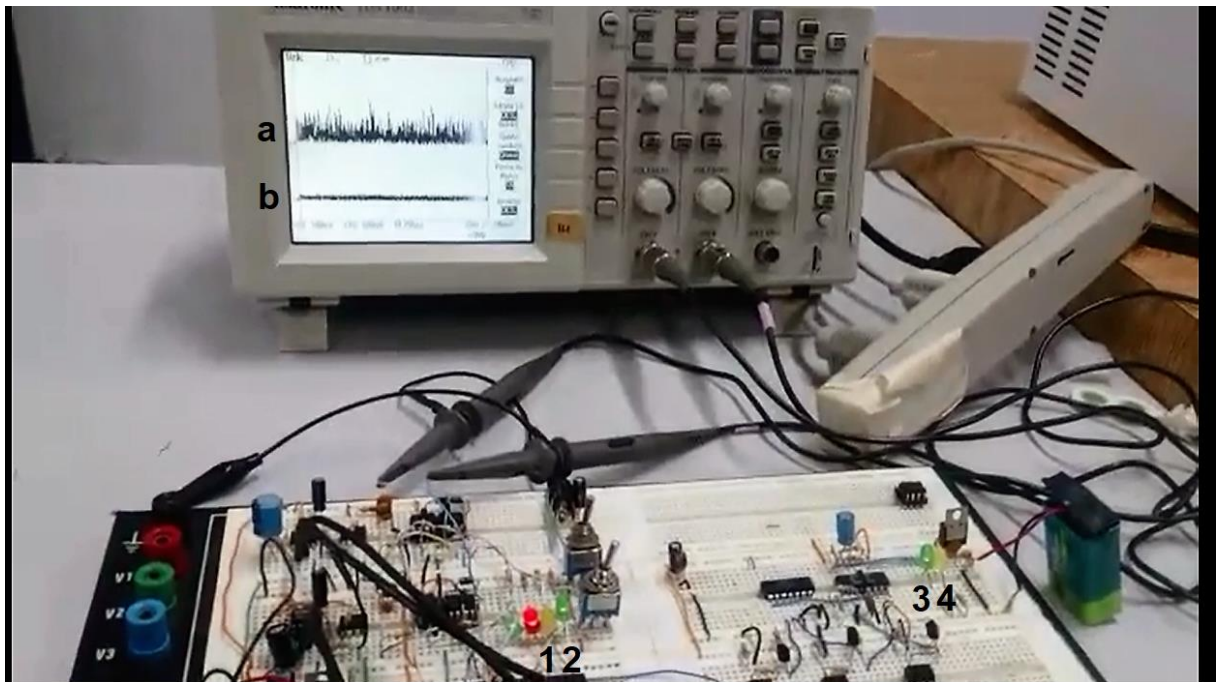
4.2.4 Circuito do motor

Nesse teste as entradas do amplificador 1 foram conectadas a eletrodos no quadríceps e as do amplificador 2, a eletrodos no bíceps femoral e as saídas do microcontrolador e do driver foram analisadas em conjunto.

Os LEDS à esquerda, vermelho e verde, indicam que o sistema está ligado e o programa está funcionando corretamente. Os outros LEDS funcionam como indicativo da saída acionada.

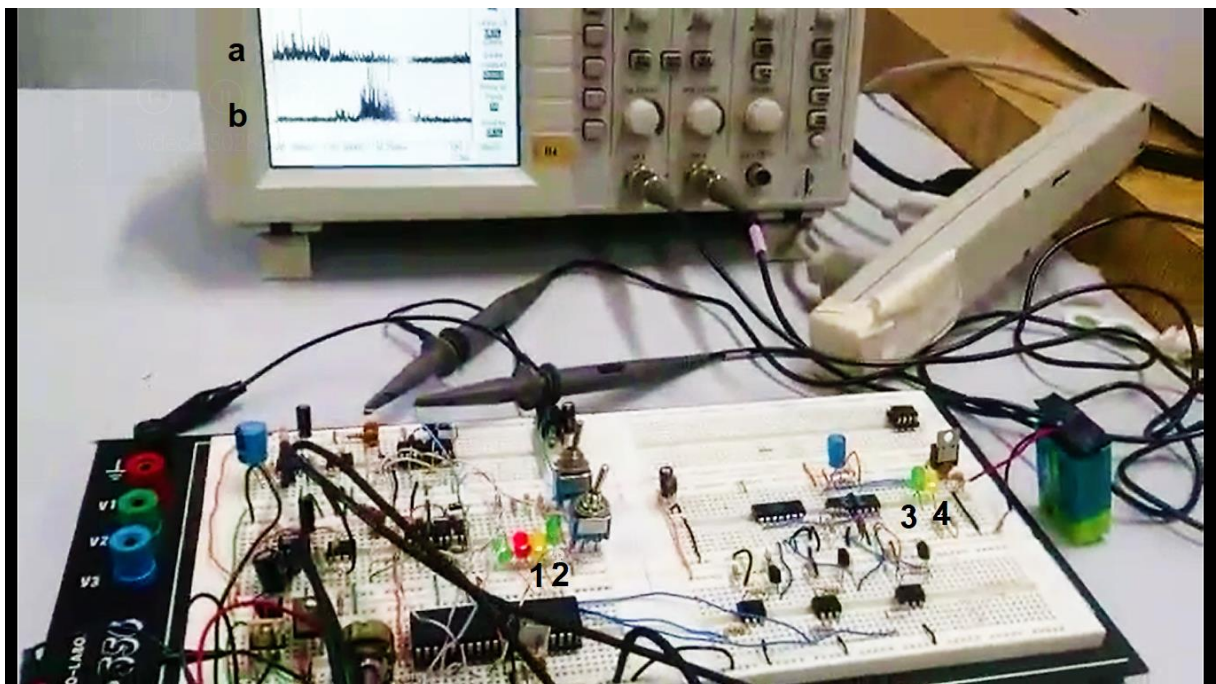
A Figura 55 mostra uma contração do quadríceps e a Figura 56 uma contração do bíceps femoral. Em ambas, o sinal na parte superior da tela do osciloscópio é do quadríceps e na parte inferior, do bíceps femoral. Os LEDS verdes na saída do microcontrolador (2) e do driver (3) referem-se à entrada do músculo anterior, nesse caso, o quadríceps, enquanto os amarelos (1 e 4) referem-se à entrada do músculo posterior, nesse caso, o bíceps femoral.

Figura 55 - No osciloscópio, a) sinal de contração do quadríceps e b) bíceps femoral relaxado. No circuito, as saídas de LED verde (2 e 3) se acendem.



Fonte: Autoria própria

Figura 56 - No osciloscópio, b) sinal de contração do bíceps femoral e a) quadríceps relaxado. No circuito, as saídas de LED amarelo (1 e 4) se acendem.



Fonte: Autoria própria

O sinal do driver acompanha a saída do microcontrolador e comprova que esse dispositivo é capaz de acionar um motor DC nas duas direções de rotação.

5 CONCLUSÃO

O principal objetivo desse trabalho era utilizar o dispositivo de Barion e Dourado (2015) para desenvolver um circuito de acionamento nos dois sentidos de rotação para um motor DC, que possibilitasse o desenvolvimento de uma órtese para membros inferiores por meio de sinais mioelétricos.

Com base nos resultados apresentados no Capítulo 4, conclui-se que o circuito montado cumpriu sua função. O driver de motor teve suas saídas acionadas nos dois sentidos do fluxo de corrente, o que é suficiente para a rotação de um motor nas duas direções, foi criado um limiar de acionamento ajustável manualmente e o custo do circuito de aquisição foi reduzido devido à substituição do AD620 pelo INA129 e pela troca do tipo de bateria. Ademais, o circuito foi validado para sinais musculares provenientes de membros inferiores e superiores, ampliando as possibilidades de aplicação.

Os principais avanços deste trabalho foram: a possibilidade do próprio usuário alterar o limiar de acionamento, que possibilita a utilização do mesmo dispositivo em diferentes músculos e por diferentes indivíduos e o acionamento do driver de motor nos dois sentidos, que torna o dispositivo aplicável a uma órtese para auxiliar nos movimentos de flexão e extensão de um membro.

Apesar da recomendação de Konrad (2005) de que o conversor A/D a ser utilizado em eletromiografia tivesse precisão de 12 bits, o circuito foi eficaz com o conversor interno do PIC, com precisão de 10 bits.

Para trabalhos futuros, recomenda-se o desenvolvimento de um algoritmo embarcado mais complexo, baseado em aprendizagem de máquina, para reconhecer o padrão muscular do usuário durante a utilização do equipamento. O reconhecimento desse padrão pode evitar erros causados por artefatos de movimento e espasmos. Determinar o limiar de acionamento relata desse software, também evitaria que o usuário tivesse de ajustá-lo manualmente diversas vezes durante o dia, pois a amplitude do sinal muscular pode mudar mesmo com eletrodos no mesmo posicionamento para um mesmo indivíduo.

Além disso, Luca (1997) relata a relação entre a amplitude do sinal e a força aplicada pelo membro. Neste projeto, esses fatores não foram observados, no entanto fica a recomendação para que um trabalho posterior explore essa relação no controle do torque do motor.

6 REFERÊNCIAS

- ALLEGRO®. **Datasheet 3953 Full-Bridge PWM.** Disponível em: <http://www.datasheetlib.com/datasheet/636272/a3953sbt_allegro-microsystems.html>. Acesso em: 20 Set. 2017.
- ANALOG DEVICES®. **Datasheet AD620.** Disponível em: <http://www.datasheetlib.com/datasheet/636272/a3953sbt_allegro-microsystems.html>. Acesso em: 20 Set. 2017.
- ANALOG DEVICES®. **Datasheet OP07.** Disponível em: <<http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/OP07.pdf>>. Acesso em: 20 Set. 2017.
- ASTON, R. **Principles of Biomedical instrumentation and measurement.** 1 ed. Columbus: Merrill Pub. Co., 1990.
- BARION, D.P.; DOURADO, M.A.L. **Aquisição de sinal mioelétrico para acionamento de dispositivos.** 2015. 60f. Trabalho de Conclusão de Curso - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2015.
- BASMAJIAN, J.V.; LUCA, C.J. **Muscles Alive Their Function Revealed by Electromyography,** 1985. In: KONRAD, P. **The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography.** [S.I.: s.n.], 2005.
- CARR, J.J.; BROWN J.M. **Introduction to biomedical equipment technology.** 3 ed. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall, 1998.
- GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Tratado de Fisiologia Médica.** 12 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.
- KONRAD, P. **The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography.** [S.I.: s.n.], 2005.
- KHANDPUR, R.S. **Biomedical instrumentation: technology and applications.** 1.ed. New York: McGraw-Hill, 2015.
- LUCA, C.J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. **Journal of applied Biomechanics.** n.13, p.135-163, 1997.
- LUCA, C.J. **Surface Electromyography: Detection and Recording.** [S.I.: s.n.], 2002
- MICROCHIP®. **Datasheet PIC16F87XA.** Disponível em: <<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39582b.pdf>>. Acesso em: 20 Set. 2017
- NILSSON, J.W.; RIEDEL, S.A. **Electric Circuits.** 10.ed. Upper Saddle River, NJ: Pearson Education, 2015.
- RAMOS L.R. Fatores determinantes do envelhecimento saudável em idosos residentes em centro urbano: Projeto Epidoso, São Paulo. **Caderno Saúde Pública, Rio de Janeiro,** n. 19, p. 793-798, Maio-Junho, 2003.

SECRETARIA DE DIREITOS HUMANOS DA PRESIDÊNCIA DA REPÚBLICA. **Dados sobre o envelhecimento no Brasil**. Brasília, 2012.

SEDRA, A.S. **Microelectronic Circuits**. 6.ed. New York: Oxford University Press, 2011.

SENIAM. **Recommendations for sensor locations on individual muscles**. Disponível em: <<http://www.seniam.org/>>. Acesso em: 20 Set. 2017.

SUPUK, T.G.; SKELIN, A.K.; CIC, M. **Design, Development and Testing of a Low-Cost sEMG System and Its Use in Recording Muscle Activity in Human Gait**. *Sensors*. v. 14, p. 8235-8258, 2014.

TEXAS INSTRUMENTS®. **Datasheet INA12x Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers**. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>>. Acesso em: 20 Set. 2017.

TEXAS INSTRUMENTS®. **Datasheet LM340, LM340A and LM7805 Family Wide VIN 1.5-A Fixed Voltage Regulators**. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm7800.pdf>>. Acesso em: 20 Set. 2017.

TEXAS INSTRUMENTS®. **Datasheet LM79XX Series 3-Terminal Negative Regulators**. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm79.pdf>>. Acesso em: 20 Set. 2017.

TEXAS INSTRUMENTS®. **Datasheet TL071**. Disponível em: <<http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/28772/TI/TL071.html>>. Acesso em: 20 Set. 2017.

VAROTO, R. **Desenvolvimento e avaliação de um protótipo de sistema híbrido para membro superior de tetraplégicos**. 2010. Tese (Doutorado) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.

VISHAY®. **Datasheet 4N25, 4N26, 4N27, 4N28 Optocoupler, Phototransistor Output, with Base Connection**. Disponível em: <<https://www.vishay.com/docs/83725/4n25.pdf>>. Acesso em: 20 Set. 2017.

APÊNDICE A – Algoritmo em C

```
#define _XTAL_FREQ 8000000

#include <xc.h>
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>

// BEGIN CONFIG
#pragma config FOSC = HS // Oscillator Selection bits (HS oscillator)
#pragma config WDTE = OFF // Watchdog Timer Enable bit (WDT enabled)
#pragma config PWRTE = OFF // Power-up Timer Enable bit (PWRT disabled)
#pragma config BOREN = ON // Brown-out Reset Enable bit (BOR enabled)
#pragma config LVP = OFF // Low-Voltage (Single-Supply) In-Circuit Serial Programming Enable bit
(RB3 is digital I/O, HV on MCLR must be used for programming)
#pragma config CPD = OFF // Data EEPROM Memory Code Protection bit (Data EEPROM code
protection off)
#pragma config WRT = OFF // Flash Program Memory Write Enable bits (Write protection off; all
program memory may be written to by EECON control)
#pragma config CP = OFF // Flash Program Memory Code Protection bit (Code protection off)
//END CONFIG

int selectchannel(unsigned int ch){
    ADCON0 = ch;
    __delay_us(19.72);
    ADCON0bits.GO_DONE = 1;
    while ( ADCON0bits.GO_DONE != 0);
    int input = (((unsigned int)ADRESH)<<8)|(ADRESL);
    return(input);
}

void atraso (unsigned int v){
    switch(v){
        case 1: break;
        case 2:
            __delay_ms(200);
            break;
        default:
            break;
    }
}

void main(){

    unsigned int val, saida;
    int channel1, channel2, input1, input2;

    TRISAbits.TRISA0 = 1 ; // entrada 1
    TRISAbits.TRISA1 = 1 ; // entrada 2
    TRISAbits.TRISA2 = 1 ; // potenciômetro
    TRISAbits.TRISA3 = 1 ; // potenciômetro
    TRISEbits.TRISE0 = 1 ; // botão modo
    TRISEbits.TRISE1 = 1 ; // botão segurança
    TRISDbits.TRISD2 = 0 ; //saída
    TRISDbits.TRISD3 = 0 ; // saída
```

```
TRISCBits.TRISC4 = 0 ; // saída
TRISCBits.TRISC5 = 0 ; // saída
```

```
ADCON1 = 0b11000010;
CMCON = 0b00110100;
```

```
channel1 = 0b11000001; // seleciona o AN0
channel2 = 0b11001001; // seleciona o AN1
```

```
while(1){
    RC5 = 1;
    while(RE1 == 1){

        RC4 = 1;
        if (RE0 == 0){ // Botão Modo
            val = 1;}
            else{
                val = 2;}
            __delay_us(19.72);
            if ((C1OUT==1)||(C2OUT==1)){
                input1 = selectchannel(channel1); // input1 registra a entrada de um músculo
                input2 = selectchannel(channel2); // input2 registra a entrada do outro músculo
                if (input1 > input2){
                    RD2 = 1;
                    RD3 = 0;
                    atraso(val);
                }
                if (input2 > input1){
                    RD2 = 0;
                    RD3 = 1;
                    atraso(val);
                }
                if (input1 == input2){
                    RD2 = 0;
                    RD3 = 0;
                }
            }
        }
        else{
            RD2 = 0;
            RD3 = 0;
        }
    }

    RC4 = 0;
    RD2 = 0;
    RD3 = 0;
}

}
```