

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

JOÃO MATHEUS DAL ROVERI KRAHL

PROJETO DE MÓDULO DE DETECÇÃO DE MOVIMENTO DA MÃO

TOLEDO
2018

JOÃO MATHEUS DAL ROVERI KRAHL

PROJETO DE MÓDULO DE DETECÇÃO DE MOVIMENTO DA MÃO

Trabalho de Conclusão de Curso de graduação, apresentado à disciplina Trabalho de Conclusão de Curso 2, do curso de Engenharia Eletrônica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, como requisito parcial para a obtenção do título de Bacharel.

Orientador: Prof. Dr. Alberto Vinicius de Oliveira

TOLEDO
2018

TERMO DE APROVAÇÃO

Título do Trabalho de Conclusão de Curso Nº 76

Projeto de Módulo de Detecção de Movimento da Mão

João Matheus Dal Roveri Krah

Esse Trabalho de Conclusão de Curso foi apresentado às 8:20 do dia 29 de junho como requisito parcial para a obtenção do título Bacharel em Engenharia Eletrônica. Após deliberação da Banca Examinadora, composta pelos professores abaixo assinados, o trabalho foi considerado APROVADO.

Andres Eduardo Coca Salazar
UTFPR

Ruahn Fuser
UTFPR

Alberto Vinicius De Oliveira
Orientador

Fábio Rizental Coutinho
Coordenador(a) da COELE

O termo de aprovação assinado encontra-se na coordenação do curso.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus familiares por todo o apoio que tive no decorrer do curso, principalmente aos meus pais João e Marcia por me incentivarem e me apoiarem em todos os momentos que passei no decorrer deste curso.

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Alberto Vinicius de Oliveira, pela forma com que me ajudou na realização deste projeto.

Também agradeço aos meus colegas e amigos que direta ou indiretamente me ajudaram durante os períodos que estive na universidade.

RESUMO

Este trabalho visa implementar um módulo de baixo custo capaz de reconhecer movimento de mão, por meio de um microcontrolador, o que viabilizará uma futura implementação de próteses bioeletrônicas para pessoas que possuam mobilidade motora reduzida, parcial ou total. O circuito proposto mede o sinal elétrico gerado a partir de um movimento de fibras intramusculares através de eletrodos de superfície e o envia para um estágio de amplificador diferencial. Posteriormente, este sinal elétrico passa por processamento, que consiste em etapas de filtragem e tratamento deste sinal para finalmente, um circuito microcontrolado programado com métodos de tratamento no tempo para sinais de eletromiografia e calibrado com valores obtidos através de testes destes métodos, identificar o movimento muscular equivalente da amostra estudada. O sistema foi testado primeiramente em software matemático para avaliar a taxa de acerto de um algoritmo de identificação, em seguida foi implementado uma adaptação deste algoritmo em software de simulação do circuito para então aplicar a mesma metodologia no *hardware* físico, onde foi possível avaliar cada método de tratamento e calibrar o sistema de forma adequada para este cumprir sua tarefa. Todo este processo é melhor explanado no decorrer desta obra.

Palavras-chave: Processamento de sinais, Resposta em Frequência, Sinal Bioelétrico, Engenharia Biomédica

ABSTRACT

This work aims to implement a low cost module capable of recognizing hand movements, through a microcontroller, which will allow to implement future bioelectrical prostheses for people who have reduced, partial or total motor mobility. The proposed circuit measures the electrical signal generated from a movement of intramuscular fibers through surface electrodes and sends it to a differential amplifier stage. Then, this electrical signal is processed, which consists of steps of filtering and treatment of this signal. Finally, a microcontrolled circuit has been programmed with time domain treatment techniques for electromyography signals and calibrated with values obtained through tests of these techniques, identify the muscular movement of the sample studied. The system was first tested in mathematical software (MatLab) in order to evaluate the hit rate of an identification algorithm, followed by an adaptation of this algorithm in circuit simulation software (Proteus) to then apply the same methodology to the physical hardware, where it was possible to evaluate each method and calibrate appropriately the system to perform its task Further details can be found throughout the manuscript.

Keywords: Signal Processing, Frequency Response, Bioelectrical Signal, Biomedical Engineering

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Configuração de Amplificador de instrumentação.....	15
Figura 2 - Resposta em frequência de filtro passa-faixas.....	17
Figura 3 - Configuração Sallen-Key para filtro passa-faixas.....	17
Figura 4 - Função de Transferência de filtro <i>Notch</i>	18
Figura 5 - Topologia filtro <i>Notch</i> ativo.....	18
Figura 6 - Detector de envoltória.....	19
Figura 7 - Protoboard EPB0054.....	21
Figura 8 - Gerador de sinais 4040DDS.....	22
Figura 9 - Fonte simétrica ICES PS6000.....	22
Figura 10 - Osciloscópio Digital DSO3102A.....	23
Figura 11 - Eletrodos escolhidos para o projeto.....	23
Figura 12 - Circuito integrado INA101.....	23
Figura 13 - Circuito integrado que possui amplificadores operacionais.....	24
Figura 14 - Microcontrolador PIC16F1824.....	24
Figura 15 - Conexões para conectar o PicKit3 ao PIC16F1824.....	25
Figura 16 - Conexões realizadas no circuito.....	25
Figura 17 - Diagrama de Blocos do projeto.....	26
Figura 18 - Pinagem do circuito integrado CD4511.....	29
Figura 19 - Circuito da etapa de identificação do <i>software</i> Proteus - <i>Design Suite</i>	30
Figura 20 - Fluxograma de calibração do sistema.....	35
Figura 21 - Representação gráfica de cada movimento realizado.....	36
Figura 22 - Janela de depuração do ambiente de programação.....	36
Figura 23 - Placa finalizada demonstrando identificação de movimento.....	37
Figura 24 - Resposta em frequência da etapa Passa-Faixas.....	44
Figura 25 - Esquemático de filtro Passa-Faixas.....	44
Figura 26 - Resposta em frequência de toda a etapa de filtragem.....	45
Figura 27 - Esquemático da simulação da etapa de filtragem.....	45
Figura 28 - Circuito detector de envoltória simulado.....	48
Figura 29 - Saída da etapa de retificação do sinal.....	48
Figura 30 - Estágio de identificação de movimento.....	54
Figura 31 - Esquemático de etapa de filtragem.....	55
Figura 32 - Esquemático do Estágio de aquisição de sinal.....	55

LISTA DE SÍMBOLOS

A1, A2, A3 - Amplificador operacional
R₁, R₂, R₃, R₄- Resistor
 v_{id} - Tensão entre os terminais do resistor $2R_1$
 v_x - Tensão na entrada do amplificador operacional A3
 v_o - Tensão de saída do circuito amplificador de instrumentação
 v_{i1} - Tensão de entrada no amplificador operacional A1
 v_{i2} - Tensão de entrada no amplificador operacional A2
 f_L - Frequência de corte de filtro passa alta
 f_H - Frequência de corte de filtro passa baixa
 v_{in} - Tensão de entrada no circuito
 v_{out} - Tensão de saída no circuito
C_{1H} - Capacitor 1 do estágio do filtro passa alta
C_{1L} - Capacitor 1 do estágio do filtro passa baixa
C_{2H} - Capacitor 2 do estágio do filtro passa alta
C_{2L} - Capacitor 2 do estágio do filtro passa baixa
R_{1H} - Resistor 1 do estágio do filtro passa alta
R_{1L} - Resistor 1 do estágio do filtro passa baixa
R_{2H} - Resistor 2 do estágio do filtro passa alta
R_{2L} - Resistor 2 do estágio do filtro passa baixa
R_{1N} - Resistor 1 do estágio do filtro *Notch*
R_{2N} - Resistor 2 do estágio do filtro *Notch*
R_{3N} - Resistor 3 do estágio do filtro *Notch*
R_{4N} - Resistor 4 do estágio do filtro *Notch*
C_{1N} - Capacitor 1 do estágio do filtro *Notch*
C_{2N} - Capacitor 2 do estágio do filtro *Notch*
C_R - Capacitor de carga do estágio detector de envoltória
R_R - Resistor de carga do estágio detector de envoltória
N - Número total de amostras
 i - Número da amostra atual
 x_i - Valor da amostra atual.
D1 - Diodo 1
D2 - Diodo 2
D3 - Diodo3
D4 - Diodo 4
P0 - Entrada de bits 0
P1 - Entrada de bits 1
P2 - Entrada de bits 2
P3 - Entrada de bits 3

LISTA DE SIGLAS E ABREVIACÕES

ECG - Eletrocardiograma
EMG - Eletromiografia
EEG - Eletroencefalograma
SENIAM - *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*
BIOMED II - Programa de Pesquisa e Saúde Biomédica
sEMG - Eletromiografia de Superfície
IEMG - EMG Integrado
MAV - Valor médio absoluto
MAV1 - Valor médio absoluto modificado 1
MAV2 - Valor médio absoluto modificado 2
RMS - Raiz do valor quadrático médio
SSI - Integral quadrada simples
VAR - Variância
ICSP - *In-Circuit Serial Programming*
ADC - *Analog Digital Converter*
HC - Fechar mão
II - Flexão indicador
LL - Flexão mindinho
MM - Flexão médio
RR - Flexão anelar
TT - Flexão polegar
HC1 - Primeira repetição de Fechar mão
II1 - Primeira repetição de Flexão indicador
LL1 - Primeira repetição de Flexão mindinho
MM1 - Primeira repetição de Flexão médio
RR1 - Primeira repetição de Flexão anelar
TT1 - Primeira repetição de Flexão polegar
HC2 - Segunda repetição de Fechar mão
II2 - Segunda repetição de Flexão indicador
LL2 - Segunda repetição de Flexão mindinho
MM2 - Segunda repetição de Flexão médio
RR2 - Segunda repetição de Flexão anelar
TT2 - Segunda repetição de Flexão polegar
HC3 - Terceira repetição de Fechar mão
II3 - Terceira repetição de Flexão indicador
LL3 - Terceira repetição de Flexão mindinho
MM3 - Terceira repetição de Flexão médio
RR3 - Terceira repetição de Flexão anelar
TT3 - Terceira repetição de Flexão polegar
TS - Teste Simulado
TCM - Teste de Cada Movimento em Placa
TTM - Teste de todos os Movimentos em Placa
CEP - Comitê de Ética em Pesquisa de seres humanos
PCI – Placa de Circuito Impresso

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores que representam movimentos identificados.....	26
Tabela 2 - Tabela de dados calculados via MatLab para um voluntário.	32
Tabela 3 - Pontuações para cálculo de acerto.....	33
Tabela 4 - Acertos do código em MatLab.	33
Tabela 5 - Porcentagem de acerto do MatLab de 3 voluntários.	33
Tabela 6 - Acertos dos sistemas simulado e real.....	34
Tabela 7 - Porcentagem de acerto dos testes simulado e em placa.	37
Tabela 8 - Custo dos materiais utilizados no projeto.	38
Tabela 9 - Custo do módulo sensor muscular vendido no mercado.....	39

SUMÁRIO

1	Introdução.....	12
1.1	Objetivos.....	13
1.2	Justificativa.....	13
2	Referencial teórico.....	14
2.1	Posicionamento dos Eletrodos.....	14
2.2	Amplificador de Instrumentação	15
2.3	Filtragem.....	15
2.3.1	Filtro Passa-faixas	16
2.3.2	Filtro <i>Notch</i>	17
2.4	Detector de Envoltória.....	18
2.5	Identificação do Movimento.....	19
2.5.1	Técnicas de tratamento de sinais EMG no domínio do tempo	19
2.5.1.1	EMG Integrado (IEMG).....	19
2.5.1.2	Valor médio absoluto (MAV)	19
2.5.1.3	Valor médio absoluto modificado 1 (MAV1).....	20
2.5.1.4	Valor médio absoluto modificado 2 (MAV2).....	20
2.5.1.5	Raiz do valor quadrático médio (RMS)	20
2.5.1.6	Integral quadrada simples (SSI)	20
2.5.1.7	Variância (VAR)	20
3	Material e Metodologia	21
3.1	Materiais	21
3.1.1	Softwares utilizados	21
3.1.2	Protoboard.....	21
3.1.3	Computador	21
3.1.4	Gerador de Sinais.....	22
3.1.5	Fonte de Bancada.....	22
3.1.6	Osciloscópio.....	22
3.1.7	Eletrodos de cloreto de prata.....	23
3.1.8	Amplificador de instrumentação INA101.....	23
3.1.9	Amplificadores Operacionais LM324.....	24
3.1.10	Microcontrolador PIC16F1824.....	24
3.1.10.1	Programação e depuração.....	25
3.2	Metodologia.....	26
3.2.1	Detecção de movimentos	28
3.3	Etapa de identificação de movimento.....	28
4	Desenvolvimento	31

4.1	Simulação	31
4.2	Implementação do <i>hardware</i>	34
4.3	Análise de custos do sistema projetado	38
5	Considerações Finais e propostas para trabalhos futuros	40
5.1	Considerações Finais	40
5.2	Propostas de trabalhos futuros	40
	Referências	41
	Apêndice I.....	43
	Filtragem.....	44
	Apêndice II	47
	Detector de Envoltória.....	48
	Apêndice III.....	49
	Códigos.....	50
	Esquemáticos	54

1 INTRODUÇÃO

O surgimento da Engenharia Biomédica se deu com a necessidade de estudar sistemas biológicos complexos, no fim da segunda guerra mundial, a fim de prover a reabilitação de soldados. Assim, surgiram as áreas de engenharia de reabilitação e bioengenharia. Com o avanço tecnológico de dispositivos eletrônicos da última década, a Engenharia Biomédica passou a atuar também no desenvolvimento de equipamentos de aplicações em ambientes médico-hospitalares (Pereira, et al., 2012).

Um elemento fundamental para mensurar uma grandeza física ou um estímulo físico e convertê-lo em impulsos elétricos é o sensor. Na área da biomédica, destacam-se os sensores de eletrocardiograma (ECG), eletromiografia (EMG) e eletroencefalograma (EEG). A eletromiografia é a medida dos fenômenos bioelétricos que acontecem nas fibras musculares. De posse dessa informação, é possível diagnosticar diversas doenças, além de utilizar o sinal recebido do sensor para controle em dispositivos eletrônicos.

As medidas de EMG podem ser feitas de forma intramuscular e de superfície; depende do músculo a ser analisado. Os atuais equipamentos que aferem medidas de eletromiografia e estão disponíveis no mercado, tais como, os modelos, *MyosystemBr1 PXX* da *Data Hominis* (DataHominis Tecnologia, 2010), *MEB-9400* da *Nihon Kohden* (Nihon Kohden, 2010) e *Miotool Fisio* da *Miotec* (Miotec, 2015), são geralmente encontrados em clínicas específicas para realização de exames médicos, porém os sinais aferidos por esses equipamentos podem ser utilizados para outras aplicações que envolvam o tratamento dessa classe de sinais biomédicos.

Desta forma este trabalho visa implementar um módulo de baixo custo capaz de analisar sinais elétricos de movimentos de mão (proveniente de sensor de eletromiografia – EMG). O processamento dos dados será realizado por meio de um microcontrolador. Desta forma, busca-se viabilizar futuras implementações de próteses bioeletrônicas em pessoas que possuam mobilidade motora reduzida, parcial ou total. O módulo é composto pelos seguintes estágios: amplificador de diferenças, filtros, microcontrolador e *display*.

1.1 Objetivos

O objetivo geral deste trabalho é implementar um módulo capaz de identificar movimentos gerados por contração muscular da mão. Para que o objetivo geral seja atingido, destacam-se os seguintes objetivos específicos:

- a) Identificar a quantidade mínima de técnicas matemáticas necessárias para identificar o movimento realizado após o processamento do sinal por um microcontrolador;
- b) Desenvolver o projeto com o menor custo possível.

1.2 Justificativa

A mobilidade motora reduzida parcial ou total pode ter origem de várias formas, sejam elas traumáticas ou não. Em alguns casos pode levar a amputação de membros e isso torna-se um problema de grande impacto na vida de um indivíduo, bem como em um problema de saúde pública.

Assim, é de grande importância haver projetos na área da engenharia biomédica que tratem de atenuar as consequências causadas por estes problemas no cotidiano de um deficiente físico. Uma prótese robótica pode ser de grande valia para uma pessoa nesta condição, pois a falta de um braço pode significar a diferença entre ter uma rotina normal de trabalho e ter que se adaptar com dificuldades inerentes a uma incapacidade.

Pensando nisso, a elaboração de um módulo de detecção e identificação de movimento de baixo custo pode atrair a atenção de equipes de pesquisa que possam desenvolver próteses ainda melhores e mais acessíveis, tornando possível a obtenção das mesmas por aqueles que necessitam.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

A seguir são apresentados os fundamentos teóricos básicos para a compreensão de cada etapa constituinte do módulo de detecção de movimento projetado.

2.1 Posicionamento dos Eletrodos

Para medidas de superfície, os eletrodos a serem utilizados podem ser passivos ou ativos, no caso de eletrodos passivos: a impedância da pele deve ser considerada e devem-se obter valores baixos para esta impedância, para isso se faz necessária preparação da pele com a retirada dos pelos, a higienização da área com água e sabão e em seguida é feita abrasão com álcool (OCARINO, et al., 2005).

As diretrizes pré-estabelecidas pelo projeto SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) devem ser consideradas quanto à escolha do tipo e posição de eletrodos. O SENIAM faz parte do Programa de Pesquisa e Saúde Biomédica (BIOMED II) da União Europeia e tem como objetivo, resolver situações essenciais que possam impedir a troca de informações entre pesquisadores, além de padronizar a forma que a pesquisa é feita, para uma maior integração entre grupos de pesquisa europeus. O projeto resultou em recomendações europeias para os sensores e procedimentos de colocação de sensores e técnicas de processamento de sinais eletromiográficos de superfície (sEMG), um conjunto de modelos de simulação para educação e testes, um conjunto de sinais de teste, oito livros, publicações e uma rede europeia para sEMG (eletromiografia de superfície): o clube SENIAM.

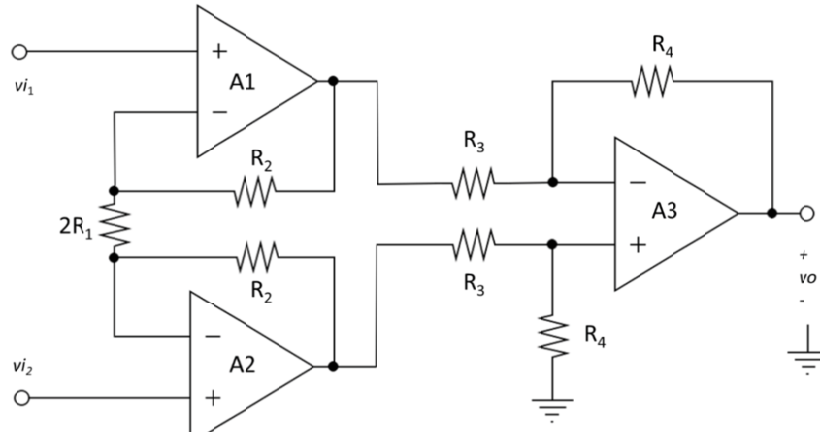
Para se posicionar os eletrodos deve-se preparar a pele, no padrão estabelecido pelo SENIAM é recomendada a depilação do local se a superfície da pele em que eles devem ser colocados é coberta por pelos. O próximo passo é limpar a pele com álcool e permitir que o álcool se vaporize para que a pele esteja seca antes que os eletrodos sejam posicionados.

Os eletrodos recomendados devem ser de cloreto de prata com gel pré-aplicado, quanto ao formato os padrões do SENIAM não definem um específico, porém o tamanho do mesmo deve ser de no máximo 10 mm, e a distância entre eletrodos deve ser no máximo 20 mm, para músculos de pouco comprimento não deve se ultrapassar $\frac{1}{4}$ do comprimento do músculo a ser medido (J. Hermens, et al., 1999).

2.2 Amplificador de Instrumentação

O amplificador de instrumentação, como apresentado na Figura 1 é um circuito mais completo de um amplificador de diferenças, este circuito apresenta na saída do amplificador operacional A3 a diferença de potencial entre as tensões aplicadas nas entradas não-inversoras dos amplificadores operacionais A2 e A1, onde as variáveis são definidas: A1, A2 e A3 – amplificadores operacionais, R_1 , R_2 , $2R_1$, R_3 , R_4 – resistores, v_{ld} – Tensão entre os terminais do resistor $2R_1$, v_x – Tensão na entrada do amplificador operacional A3 e v_o – Tensão de saída do circuito completo.

Figura 1 - Configuração de Amplificador de instrumentação.



Fonte: Adaptado de SEDRA (2007).

Esta configuração é utilizada no projeto para aferir os sinais bioelétricos gerados pelos músculos da mão analisada. O ganho do circuito é definido nas Equações (1 - 3), onde v_{i1} – Tensão de entrada no amplificador operacional A1 e v_{i2} – Tensão de entrada no amplificador operacional A2.

$$v_{ld} = v_{i2} - v_{i1}, \quad (1)$$

$$v_x = v_{ld} \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right), \quad (2)$$

$$v_o = \frac{R_4}{R_3} v_x. \quad (3)$$

2.3 Filtragem

Nesta etapa, o sinal recebido do amplificador de instrumentação será filtrado, dentro dessa etapa, deve-se ressaltar o uso de um filtro que elimine frequências entre 50 e 61 Hz e

outro que elimine componentes abaixo de 20 Hz e acima de 450 Hz, uma vez que, tais sinais eletromiográficos estão dentro dessa faixa (OCARINO, et al., 2005).

Filtros simples que podem ser citados são os de primeira ou segunda ordem, estes podem ser ligados em cascata para se obter filtros de ordens mais superiores. Se a saída de cada bloco for tomada como a saída terminal de um amplificador operacional, na qual o nível de impedância é baixo (idealmente, zero), a ligação em cascata não muda as funções de transferência dos blocos individuais (SEDRA, et al., 2007).

2.3.1 Filtro Passa-faixas

A curva característica de magnitude de um filtro passa-faixas é demonstrada pela Figura 2, onde o eixo vertical representa a magnitude em dB, o eixo horizontal é a frequência, f_L a frequência de corte de passa alta e f_H a frequência de corte de passa baixa do filtro. Estas frequências de corte são definidas pelas equações (4 - 9) onde $C1_H$ é o capacitor 1 do estágio do filtro passa alta, $C1_L$ o capacitor 1 do estágio do filtro passa baixa, $C2_H$ o Capacitor 2 do estágio do filtro passa alta, $C2_L$ o capacitor 2 do estágio do filtro passa baixa, $R1_H$ o resistor 1 do estágio do filtro passa alta, $R1_L$ o resistor 1 do estágio do filtro passa baixa, $R2_H$ o resistor 2 do estágio do filtro passa alta e $R2_L$ o resistor 2 do estágio do filtro passa baixa.

$$C2_L = 2 \cdot C1_L. \quad (4)$$

$$R2_L = R1_L. \quad (5)$$

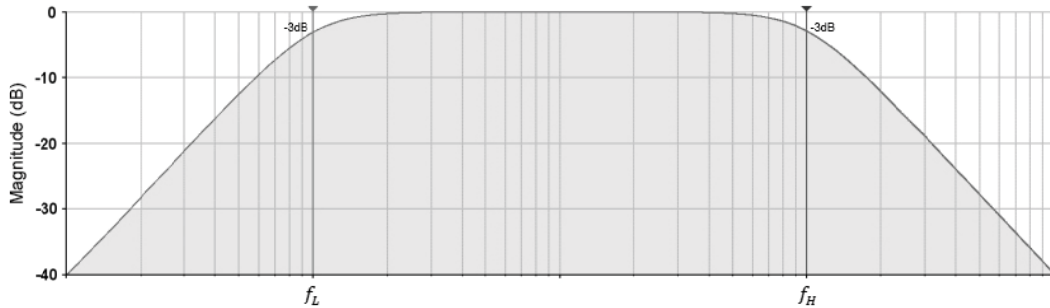
$$f_H = \frac{1}{2\sqrt{2} \cdot \pi \cdot C1_L \cdot R1_L}. \quad (6)$$

$$C2_H = C1_H. \quad (7)$$

$$f_L = \frac{1}{\sqrt{2} \cdot \pi \cdot C1_L \cdot R1_H}. \quad (8)$$

$$f_L = \frac{1}{2\sqrt{2} \cdot \pi \cdot C1_L \cdot R2_H}. \quad (9)$$

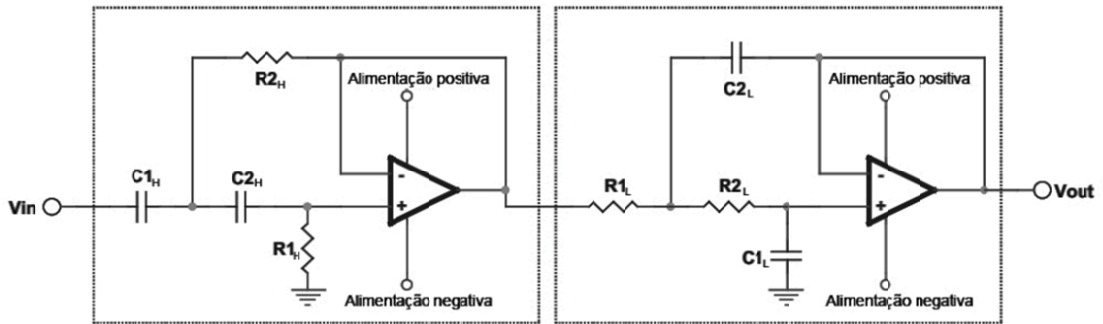
Figura 2 - Resposta em frequência de filtro passa-faixas.



Fonte: Adaptado de (Carter, 2001).

A topologia de Sallen-Key referente um circuito para implementação de filtro passa-faixas é ilustrado pela Figura 3.

Figura 3 - Configuração Sallen-Key para filtro passa-faixas.



Fonte: Adaptado de (Carter, 2001).

2.3.2 Filtro Notch

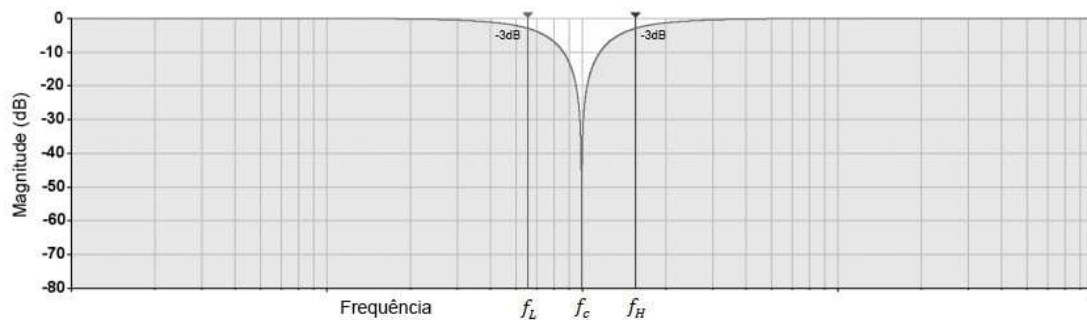
A curva de magnitude de um filtro *Notch* é demonstrada pela Figura 4 onde o eixo vertical representa a magnitude em dB, o eixo horizontal a frequência, B é a largura da banda de rejeição, f_c a frequência central do filtro, f_L a frequência de corte de passa alta e f_H a frequência de corte de passa baixa, Estas frequências de corte são definidas pelas equações (10 - 12) onde $R1_N$ é o resistor 1 do estágio do filtro *Notch*, $R2_N$ o resistor 2 deste estágio, $R3_N$ o resistor 3 do filtro, $R4_N$ o resistor 4 do filtro *Notch*, $C1_N$ o capacitor 1 do estágio do filtro *Notch* e $C2_N$ o capacitor 2 do estágio do filtro.

$$C2_N = C1_N. \quad (10)$$

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot C1_N \cdot R3_N} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot C1_N \cdot R4_N}. \quad (11)$$

$$R2_N = R1_N = 20 \cdot R3_N. \quad (12)$$

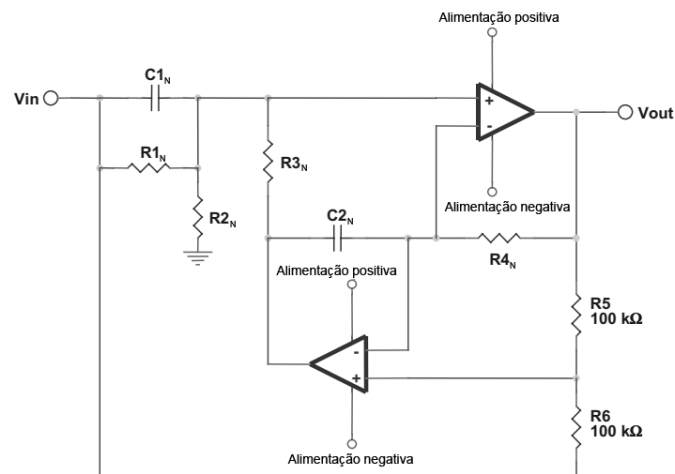
Figura 4 - Função de Transferência de filtro *Notch*.



Fonte: Adaptado de (Carter, 2001).

Para o filtro *Notch*, cuja função é atenuar componentes de frequências, a fim de obter uma largura de banda estreita, a topologia escolhida para o circuito é dada pela Figura 5.

Figura 5 - Topologia filtro *Notch* ativo.



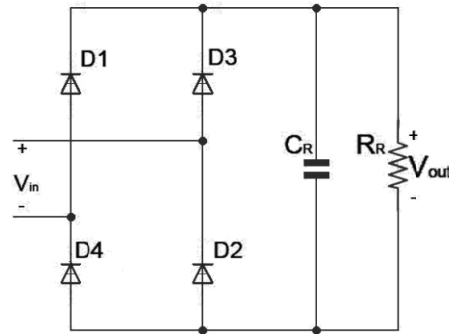
Fonte: (Carter, 2001).

2.4 Detector de Envoltória

Um detector de envoltória simples pode ser construído assim como mostrado na Figura 6.

Com valores positivos do sinal de entrada, o capacitor armazena energia até atingir o valor de pico do sinal recebido, e nesta configuração como não há sinais negativos recebidos pela resistência de carga R_R , o valor da tensão V_{out} será um valor próximo ao pico do sinal V_{in} retificado.

Figura 6 - Detector de envoltória.



Fonte: Autor.

2.5 Identificação do Movimento

Para esta etapa, os sinais devidamente filtrados e processados de cada movimento da mão serão analisados por um circuito microcontrolado, que será programado de forma a reconhecer o formato padrão do sinal de cada movimento executado, e então a partir de comparação com os padrões conhecidos, esta etapa deve demonstrar qual foi o movimento realizado e captado pelo sensor.

2.5.1 Técnicas de tratamento de sinais EMG no domínio do tempo

Algumas das técnicas comumente empregadas no reconhecimento de movimento muscular são apresentadas, em ordem de menor para o maior custo computacional (Ariyanto, et al., 2015). Para análise e escolha da técnica a ser utilizada no projeto, os seguintes algoritmos serão utilizados em sinais EMG obtidos por grupos de pesquisadores da área, e cada movimento devidamente identificado será analisado utilizando as diferentes técnicas. Nas Equações (13 - 19) as variáveis são: N – Número total de amostras, i – Número da amostra atual e x_i – Valor da amostra atual.

2.5.1.1 EMG Integrado (IEMG)

O IEMG é normalmente usado como um índice de detecção de início no reconhecimento EMG não padronizado e em aplicação clínica.

$$\text{IEMG} = \sum_{i=1}^N |x_i|. \quad (13)$$

2.5.1.2 Valor médio absoluto (MAV)

MAV é um dos mais populares utilizados na análise de sinal EMG. É semelhante ao recurso IEMG que é usado como índice de início, especialmente na detecção do sinal EMG de superfície para o controle de membros protéticos.

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i|. \quad (14)$$

2.5.1.3 Valor médio absoluto modificado 1 (MAV1)

MAV1 é uma forma modificada da técnica anterior, que atribui um peso w_i menor para os valores não centrais do sinal.

$$MAV1 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N w_i \cdot |x_i|, \quad (15)$$

$$w_i = \begin{cases} 1, & 0,25N \leq i \leq 0,75N, \\ 0,5 & \text{caso contrário.} \end{cases}$$

2.5.1.4 Valor médio absoluto modificado 2 (MAV2)

MAV2 é outra forma modificada da MAV, baseia-se na técnica anterior, mas atribui de forma diferente os pesos para valores não centrais do sinal.

$$MAV2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N w_i \cdot |x_i|, \quad (16)$$

$$w_i = \begin{cases} 1, & 0,25N \leq i \leq 0,75N, \\ \frac{4i}{N}, & 0,25N < i, \\ \frac{4(i-N)}{N}, & \text{caso contrário.} \end{cases}$$

2.5.1.5 Raiz do valor quadrático médio (RMS)

RMS é outra característica popular na análise do EMG, também conhecido como valor eficaz, é uma medida estatística da magnitude de uma quantidade variável.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2}. \quad (17)$$

2.5.1.6 Integral quadrada simples (SSI)

SSI pode ser dito também como a energia do sinal

$$SSI = \sum_{i=1}^N x_i^2. \quad (18)$$

2.5.1.7 Variância (VAR)

Geralmente, a variância é definida como uma média de valores quadrados do desvio dessa variável. No entanto, o valor médio do sinal EMG é próximo de zero.

$$VAR = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N x_i^2. \quad (19)$$

3 MATERIAL E METODOLOGIA

Este capítulo apresenta a relação de materiais utilizados e a metodologia para desenvolver cada etapa do projeto.

3.1 Materiais

O descritivo de cada material utilizado é abordado nesta subseção.

3.1.1 Softwares utilizados

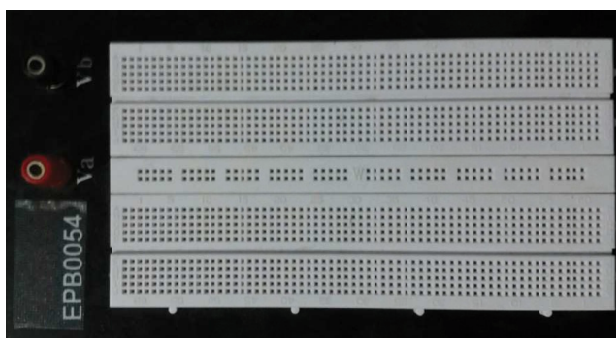
Para a simulação do projeto foram utilizados os softwares Multisim da National Instruments, MatLab da Mathworks, Proteus da Labcenter.

Para o desenvolvimento da placa de circuito impresso foi utilizado o Eagle da Autodesk, e para programação o MPLABX da Microchip.

3.1.2 Protoboard

Para se fazer testes em bancada antes da confecção da placa final, foi utilizada uma protoboard modelo EPB0054 de 1280 pinos.

Figura 7 - Protoboard EPB0054.



Fonte: Autor.

3.1.3 Computador

Para executar as simulações e aplicar os sinais eletromiográficos ao módulo projetado, foi utilizada a saída de áudio de um computador com processador Intel Core i5 2,27 GHz, 8 GB de memória RAM e HD de 500 GB, onde a saída de áudio opera a 44,1 kHz.

3.1.4 Gerador de Sinais

Para se realizar o primeiro teste do amplificador de instrumentação foi utilizado um gerador de sinais senoidais, retangulares e triangulares modelo 4040DDS da B&K Precision que gera estes sinais com frequências entre 0,01 Hz a 20 MHz.

Figura 8 - Gerador de sinais 4040DDS.



Fonte: B&K Precision.

3.1.5 Fonte de Bancada

Para alimentar os circuitos nas etapas de teste, foi utilizada uma fonte de bancada simétrica PS6000 da ICES que pode suprir de 0 a 32 V e de 0 a 6 A.

Figura 9 - Fonte simétrica ICES PS6000.



Fonte: Proesi.

3.1.6 Osciloscópio

Para visualizar todos os sinais envolvidos no projeto, foi utilizado o osciloscópio digital DSO3102A da *Agilent Technologies*, este equipamento possui largura de banda de 100 MHz, dois canais, taxa de amostragem de 1 GSa/s, funções matemáticas e de medidas automáticas.

Figura 10 - Osciloscópio Digital DSO3102A.



Fonte: Autor.

3.1.7 Eletrodos de cloreto de prata

Os eletrodos escolhidos para o projeto são de materiais que seguem os padrões do projeto SENIAM, para a devida aquisição do sinal.

Figura 11 - Eletrodos escolhidos para o projeto.



Fonte: Autor.

3.1.8 Amplificador de instrumentação INA101

Circuito integrado que possui amplificador de instrumentação utilizado para aferir a diferença de potencial do movimento muscular do braço a ser testado.

Figura 12 - Circuito integrado INA101.

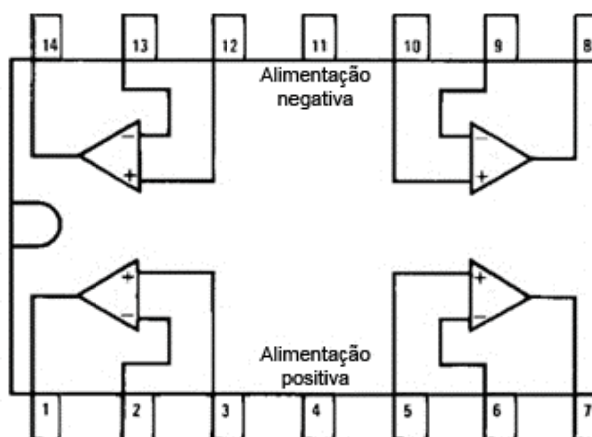


Fonte: Adaptado de (Burr-Brown Corporation, 1998).

3.1.9 Amplificadores Operacionais LM324

Circuito integrado que possui amplificadores operacionais utilizados no projeto da etapa de filtragem do sinal aferido.

Figura 13 - Circuito integrado que possui amplificadores operacionais.

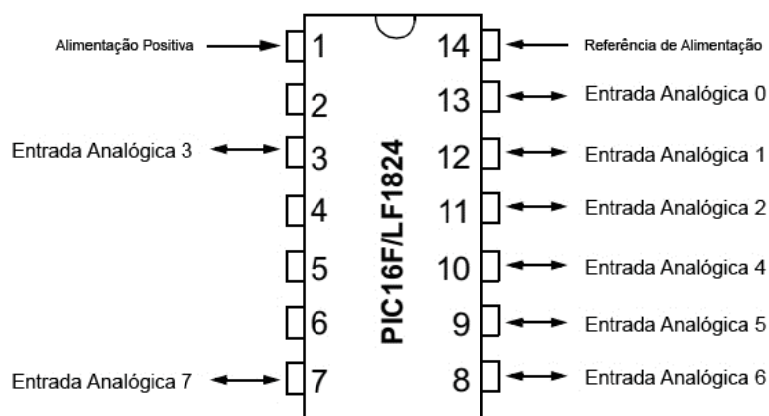


Fonte: Adaptado de (National Semiconductor, 1994).

3.1.10 Microcontrolador PIC16F1824

Dispositivo microcontrolador de 14 pinos que possui periférico conversor A/D de resolução de 10 bits e possibilidade de uso para 8 canais de entrada ou saída analógica, escolhido também devido ao seu baixo custo.

Figura 14 - Microcontrolador PIC16F1824.



Fonte: Adaptado de (Microchip Technology Inc., 2010).

3.1.10.1 Programação e depuração

A ferramenta PicKit3, da Microchip, é utilizada para fazer a programação e depuração dos dados do PIC16F1824. Desta forma, far-se-á a calibração dos dados recebidos pela entrada do módulo, para que o microcontrolador identifique os movimentos realizados. Os cinco pinos do PicKit3 são necessários para programar o PIC16F1824 no circuito, de forma serial (ICSP - *IN-CIRCUIT SERIAL PROGRAMMING*). Entretanto, conecta-se cada pino do PicKit3 às portas do microcontrolador conforme a Figura 15.

Figura 15 - Conexões para conectar o PicKit3 ao PIC16F1824.



Fonte: Adaptado de (Microchip Technology Inc., 2010).

Na Figura 16, encontra-se a conexão realizada para programação e depuração do sistema projetado. A ferramenta Pickit3 para programação e depuração do projeto está conectada ao computador em uma ponta e na outra ponta na porta de conexão ICSP do circuito. Para os testes e calibração do circuito um cabo P2 está conectado ao computador e tem sua outra ponta ligada à entrada do periférico de conversão A/D definida no pino RA2. Este processo será mais bem explicado no tópico 4.2, que trata da implementação do *hardware*.

Figura 16 - Conexões realizadas no circuito.



Fonte: Autor.

3.2 Metodologia

O desenvolvimento do projeto é apresentado a seguir no diagrama ilustrado pela Figura 17, que demonstra os principais blocos.

Figura 17 - Diagrama de Blocos do projeto.



Fonte: Autor.

Captação do Sinal – O sinal é adquirido através do posicionamento de eletrodos na superfície do músculo em que será medida sua atividade.

Amplificador de diferenças – O amplificador medirá a diferença dos potenciais recebidos de cada eletrodo e enviará a saída para os filtros.

Filtragem – O sinal DC e outras frequências indesejadas serão devidamente filtradas do sinal recebido pelo amplificador de diferenças.

Detector de envoltória – Esta etapa pode ser utilizada ou não, dependendo da escolha do projetista responsável pela calibração do módulo.

Identificação do movimento – O microcontrolador recebe o sinal e através das técnicas de tratamento de sinais EMG, após etapa de calibração dos movimentos, demonstra qual movimento foi realizado, através de um display de 7 segmentos que exibe um número de 1 a 6, onde a Tabela 1 demonstra qual movimento cada número exibido pelo display representa. Em caso de erro, o sistema pisca os números 0 e 7, até ocorrer nova identificação.

Tabela 1 - Valores que representam movimentos identificados.

Movimento	Número
Fechar Mão	1
Flexão Polegar	2
Flexão Indicador	3
Flexão Médio	4
Flexão Anelar	5
Flexão Mínimo	6

Fonte: Autor.

Inicialmente deve-se testar o funcionamento do amplificador diferencial. Para isso, é aplicado um sinal senoidal oriundo de um gerador de sinais para realizar testes. Após isso

tem-se ideia de como o amplificador de instrumentação opera com o sinal recebido, e ajusta-se o ganho desta etapa para que o sinal de saída não tenha amplitude maior que 5 V, pensando nas etapas seguintes do projeto.

Para o teste de funcionamento dos eletrodos, os sinais de EMG, oriundos dos eletrodos, são conectadas a um amplificador de diferenças. Nos terminais de saída deste é realizada a medição da diferença de potencial elétrico com um osciloscópio, o qual correspondente ao movimento da mão efetuado pelo voluntário. Ressalta-se que neste trabalho o teste supracitado foi impossibilitado devido ao fato da liberação documental necessária junto ao Comitê de Ética Responsável (CEP), por liberar o teste de pesquisas em seres humanos, não ter sido emitida a tempo do prazo final do cronograma do projeto. Para contornar tal situação, manteve-se no projeto as etapas de captação e tratamento do sinal, porém para os testes com sinais de eletromiografia, os dados obtidos pela equipe de pesquisa de (Khushaba, et al., 2012) foram adotados como referência.

Para a etapa de filtragem analisou-se os filtros para se utilizar no projeto, dentre os filtros utilizados, estão os filtros *Notch* para a componente de 60 Hz e Passa-Faixa entre 20 Hz e 450 Hz, para eliminar frequências em que não estão contidos os sinais eletromiográficos. Os resultados são apresentados no Apêndice I.

Por ser opcional o uso da etapa de retificação do sinal para tornar positivos os valores negativos de tensão, no projeto foi definida uma chave que habilita e desabilita o uso deste estágio, que possui um circuito detector de envoltória entre a etapa de filtragem e o conversor analógico-digital do microcontrolador. Os resultados obtidos pela etapa de retificação também são apresentados no Apêndice II.

O chip (microcontrolador) considerado para o projeto foi escolhido com base também, em sua característica de conversão analógica para digital, com precisão de 10 bits, pois assim como feito por (Khushaba, et al., 2012), uma precisão entre 10 e 12 de bits se faz necessária para que quando feito o processamento utilizando as técnicas apresentadas anteriormente, os valores processados obtidos sejam diferenciados entre cada técnica para facilitar a identificação do movimento. Com a característica necessária apresentada anteriormente, e buscando pelo menor custo possível, o microcontrolador foi definido, deste foram utilizados 3 pinos para a saída do processamento do sinal e 1 pino de entrada do sinal devidamente tratado.

Por fim, após a etapa de processamento de sinal EMG, utilizou-se um circuito integrado CD4511 responsável por decodificar as saídas do microcontrolador para exibir em um display de 7 segmentos cada número que representa o movimento identificado.

3.2.1 Detecção de movimentos

Os movimentos a serem identificados são baseados nos testes previamente realizados pelo estudo de (Khushaba, et al., 2012) que selecionou oito voluntários (seis homens e duas mulheres) com idades entre 20 e 35 anos, nenhum deles com alguma deficiência física, ou neurológica que afete a contração muscular. Todos eles estavam sentados com o braço apoiado para que movimentos diferentes não afetassem a medida. Desta forma, foram executados 10 movimentos pré-definidos, destes movimentos, foram escolhidos 6 para este trabalho; fechar mão e flexão dos dedos: polegar, indicador, médio, anelar e mínimo.

Os sinais EMG foram coletados com eletrodos de cloreto de prata posicionados na superfície da pele, devidamente preparada, um amplificador de instrumentação de ganho 1000 e um circuito conversor analógico para digital (ADC) BNC-2090 da *National Instruments*, esse circuito tem precisão de 12 bits, o sinal é amostrado a 4000 Hz e filtrado na faixa entre 20 Hz e 450 Hz e as componentes entre 50 Hz e 60 Hz são também atenuadas. Para o projeto do módulo proposto, devido ao sinal eletromiográfico desejado ter sua componente de maior frequência em 450 Hz, a frequência de amostragem seguindo o teorema de Nyquist, deve ser maior que duas vezes a maior frequência do sinal original, nesse caso 900 Hz, para não ocorrer *aliasing*, efeito este que inviabiliza a reconstrução de um sinal contínuo no tempo através do sinal amostrado, quando o critério de Nyquist não é atendido. Para um maior número de amostras, será utilizada uma maior frequência de amostragem, similar aos dados de referência coletados (Khushaba, et al., 2012), portanto, a condição de frequência mínima é satisfeita.

3.3 Etapa de identificação de movimento

O programa projetado para o microcontrolador identificar o movimento detectado é apresentado no Apêndice III: Código 1. Este circuito integrado recebe o sinal filtrado e retificado (quando habilitada etapa de retificação) no pino RA2 (Pino 11), após processamento feito pelo periférico ADC (conversor analógico-digital) do chip, a saída é definida pelas portas RC0 (Pino 10) RC1 (Pino 9) e RC2 (Pino 8), em que alguns de seus pinos são ilustrados na Figura 14.

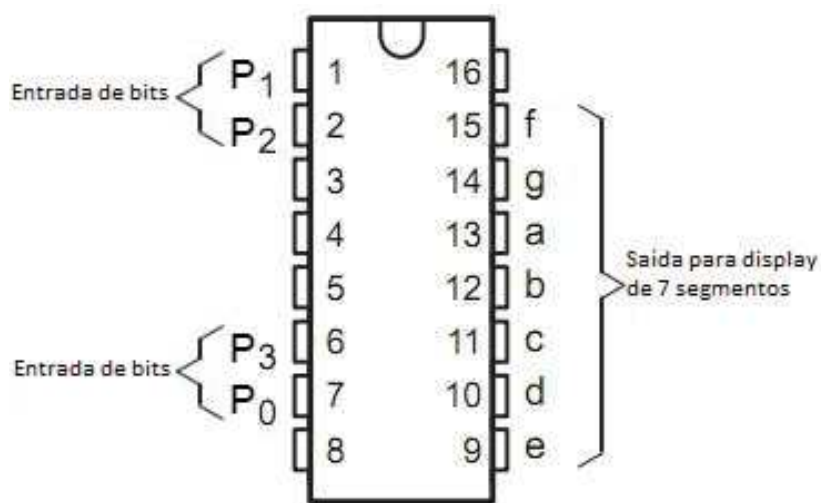
O PIC16F1824 foi definido para operar com uma frequência de 8 MHz, e o periférico ADC é configurado de forma a habilitar o pino 11 para receber o sinal a ser convertido, sua frequência de operação é definida como 500 kHz para que haja um TAD (período de conversão A/D) maior que $1\text{ }\mu\text{s}$ para o correto funcionamento do conversor e, que não seja um intervalo de tempo maior que $6\text{ }\mu\text{s}$ – recomendado pelo fabricante (Microchip Technology Inc., 2010) – para que a conversão não seja muito lenta.

Considerando estes limites, as frequências possíveis são: 1 MHz, 500 kHz e 250 kHz. Para a frequência de 500 kHz, o TAD é de $2\text{ }\mu\text{s}$ e, para terminar uma conversão completa, é necessário tempo equivalente a 11,5 vezes o TAD (Microchip Technology Inc., 2010) devido à sua resolução. Portanto, ao utilizar-se esse valor de frequência, o tempo de conversão é dado por $23\text{ }\mu\text{s}$, logo, pode-se verificar que a frequência de amostragem do sinal é 43,48 kHz.

Ao converter o sinal, o microcontrolador identifica o movimento utilizando valores obtidos pelas técnicas apresentados em 2.5.1, e com isso apresenta no display de 7 segmentos um número para demonstrar o movimento identificado, conforme Tabela 1.

Após a etapa de identificação de cada movimento descrito, os sinais de cada porta são enviados a uma etapa que converte os bits recebidos para um valor decimal, que será apresentado em um display de sete segmentos de catodo comum, esta etapa é composta por um circuito integrado CD4511 como apresentado na Figura 18 a seguir em que P_0 , P_1 , P_2 e P_3 são entradas de bits que vem das portas RC2, RC1, RC0 e do pino de aterramento respectivamente, e as portas (a – g) são saídas para ligar cada LED do display:

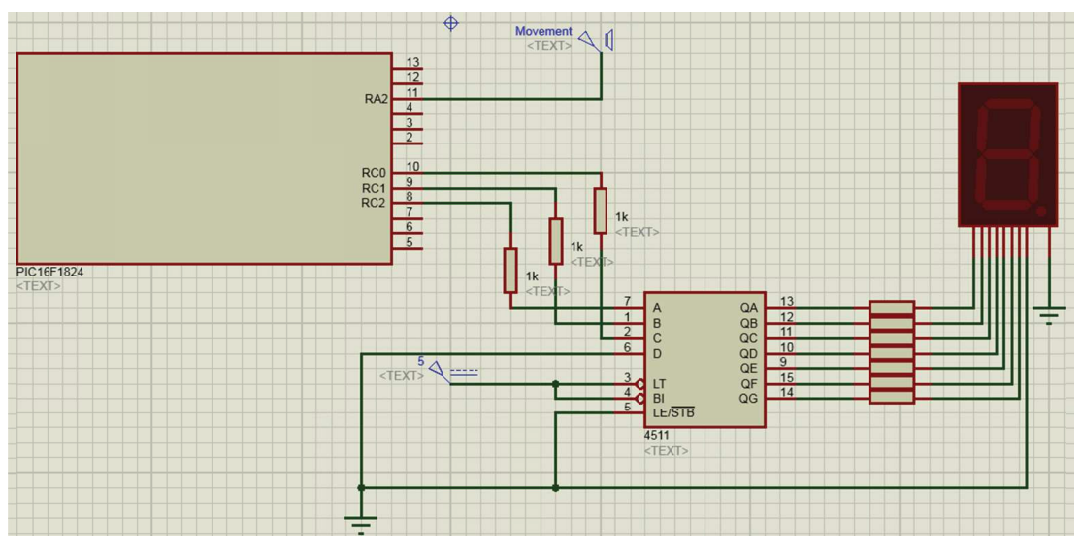
Figura 18 - Pinagem do circuito integrado CD4511.



Fonte: Adaptado de (Texas Instruments Inc., 2003).

A ilustração da Figura 19 apresenta o circuito final da etapa de identificação de movimento, por meio do *software* de simulação (Proteus - *Design Suite*), para realizar testes de funcionamento do programa desenvolvido, utilizando modelos de componentes que serão implementados na prática, onde o pino 11 (porta RA2) recebe a entrada do sinal filtrado para fazer testes apenas do módulo de identificação.

Figura 19 - Circuito da etapa de identificação do *software* Proteus - *Design Suite*.



Fonte: Autor.

4 DESENVOLVIMENTO

Este capítulo apresenta de que forma foi desenvolvido, simulado, ajustado e implementado na prática o módulo de detecção de movimento proposto.

4.1 Simulação

Os parâmetros de projeto da faixa de frequência de captação dos sinais (de 20 Hz a 450 Hz e atenuação na frequência de 60 Hz) para este *hardware* baseiam-se na pesquisa de (Khushaba, et al., 2012). Desta forma, é confiável utilizar os sinais de teste disponibilizados pela equipe responsável, a fim de validar o funcionamento deste trabalho.

Na Tabela 2, observa-se diferentes técnicas matemáticas para verificar a diferença nos sinais em cada movimento referente aos testes de simulações em MatLab para um voluntário da pesquisa de (Khushaba, et al., 2012). Fazendo-se estes mesmos testes para os sinais medidos dos 8 voluntários, foi possível notar que para cada voluntário obteve-se valores próximos na flexão de alguns dedos para técnicas diferentes. Portanto, caso houvesse empate na identificação, o módulo detecção apresenta um dos dois movimentos empatados.

A análise dos dados referente a todos os voluntários foi realizada via *software* MatLab, conforme programa apresentado no Apêndice I: Código 1. Adicionalmente, fez-se necessária calibração do sistema para identificação dos movimentos. Tal etapa consistiu em analisar três repetições de cada movimento de apenas três dos voluntários, via MatLab. Em seguida, o sistema identificou as outras três repetições. A partir disso, cada um dos três voluntários teve valores diferentes de calibração para o *hardware* identificar movimentos realizados, em que a análise dos valores obtidos para um dos voluntários é vista na Tabela 2. Portanto, por meio dessa análise inicial com *software* (MatLab), foi possível determinar as faixas de valores para cada técnica (item 2.5.1) referente à cada voluntário, a fim de apresentar, no display, o número do que se refere a cada movimento mostrado na Tabela 1.

Tabela 2 - Tabela de dados calculados via MatLab para um voluntário.

Tabela 2 – Tabela de dados calculados via Matlab para um voluntário.							
Legenda	AA#	AA – movimento realizado		# - Número da repetição			
	HC	Fechar a mão		MM	Flexão do médio		
	II	Flexão do indicador		RR	Flexão do anelar		
	LL	Flexão do mindinho		TT	Flexão do polegar		
MEDIDAS		HC1	HC2	HC3	II1	II2	II3
	IEMG	13,22	14,27	11,02	5,03	4,96	4,94
	MAV	$6,61 \cdot 10^{-4}$	$7,13 \cdot 10^{-4}$	$5,51 \cdot 10^{-4}$	$2,51 \cdot 10^{-4}$	$2,48 \cdot 10^{-4}$	$2,47 \cdot 10^{-4}$
	MAV1	$4,96 \cdot 10^{-4}$	$5,33 \cdot 10^{-4}$	$4,11 \cdot 10^{-4}$	$1,88 \cdot 10^{-4}$	$1,85 \cdot 10^{-4}$	$1,86 \cdot 10^{-4}$
	MAV2	$3,38 \cdot 10^{-4}$	$3,64 \cdot 10^{-4}$	$2,83 \cdot 10^{-4}$	$1,24 \cdot 10^{-4}$	$1,21 \cdot 10^{-4}$	$1,27 \cdot 10^{-4}$
	RMS	$9,00 \cdot 10^{-4}$	$9,82 \cdot 10^{-4}$	$7,55 \cdot 10^{-4}$	$3,06 \cdot 10^{-4}$	$3,06 \cdot 10^{-4}$	$3,03 \cdot 10^{-4}$
	SSI	$1,62 \cdot 10^{-2}$	$1,93 \cdot 10^{-2}$	$1,14 \cdot 10^{-2}$	$1,87 \cdot 10^{-3}$	$1,88 \cdot 10^{-3}$	$1,83 \cdot 10^{-3}$
	VAR	$8,11 \cdot 10^{-7}$	$9,65 \cdot 10^{-7}$	$5,70 \cdot 10^{-7}$	$9,36 \cdot 10^{-8}$	$9,39 \cdot 10^{-8}$	$9,16 \cdot 10^{-8}$
		LL1	LL2	LL3	MM1	MM2	MM3
	IEMG	8,28	8,34	8,09	5,37	5,03	5,13
	MAV	$4,14 \cdot 10^{-4}$	$4,17 \cdot 10^{-4}$	$4,04 \cdot 10^{-4}$	$2,69 \cdot 10^{-4}$	$2,52 \cdot 10^{-4}$	$2,56 \cdot 10^{-4}$
	MAV1	$3,11 \cdot 10^{-4}$	$3,12 \cdot 10^{-4}$	$3,05 \cdot 10^{-4}$	$2,00 \cdot 10^{-4}$	$1,88 \cdot 10^{-4}$	$1,93 \cdot 10^{-4}$
	MAV2	$2,02 \cdot 10^{-4}$	$2,04 \cdot 10^{-4}$	$2,09 \cdot 10^{-4}$	$1,32 \cdot 10^{-4}$	$1,26 \cdot 10^{-4}$	$1,31 \cdot 10^{-4}$
	RMS	$5,67 \cdot 10^{-4}$	$5,77 \cdot 10^{-4}$	$5,54 \cdot 10^{-4}$	$3,35 \cdot 10^{-4}$	$3,16 \cdot 10^{-4}$	$3,22 \cdot 10^{-4}$
	SSI	$6,44 \cdot 10^{-3}$	$6,67 \cdot 10^{-3}$	$6,14 \cdot 10^{-3}$	$2,25 \cdot 10^{-3}$	$2,00 \cdot 10^{-3}$	$2,07 \cdot 10^{-3}$
	VAR	$3,22 \cdot 10^{-7}$	$3,33 \cdot 10^{-7}$	$3,07 \cdot 10^{-7}$	$1,12 \cdot 10^{-7}$	$9,99 \cdot 10^{-8}$	$1,03 \cdot 10^{-7}$
		RR1	RR2	RR3	TT1	TT2	TT3
	IEMG	16,99	18,13	14,90	5,17	5,07	5,05
	MAV	$8,49 \cdot 10^{-4}$	$9,07 \cdot 10^{-4}$	$7,45 \cdot 10^{-4}$	$2,59 \cdot 10^{-4}$	$2,54 \cdot 10^{-4}$	$2,53 \cdot 10^{-4}$
	MAV1	$6,40 \cdot 10^{-4}$	$6,78 \cdot 10^{-4}$	$5,45 \cdot 10^{-4}$	$1,94 \cdot 10^{-4}$	$1,90 \cdot 10^{-4}$	$1,89 \cdot 10^{-4}$
	MAV2	$4,58 \cdot 10^{-4}$	$5,10 \cdot 10^{-4}$	$3,67 \cdot 10^{-4}$	$1,30 \cdot 10^{-4}$	$1,28 \cdot 10^{-4}$	$1,27 \cdot 10^{-4}$
	RMS	$1,18 \cdot 10^{-3}$	$1,25 \cdot 10^{-3}$	$1,05 \cdot 10^{-3}$	$3,10 \cdot 10^{-4}$	$3,01 \cdot 10^{-4}$	$3,04 \cdot 10^{-4}$
	SSI	$2,80 \cdot 10^{-2}$	$3,12 \cdot 10^{-2}$	$2,19 \cdot 10^{-2}$	$1,92 \cdot 10^{-3}$	$1,82 \cdot 10^{-3}$	$1,85 \cdot 10^{-3}$
	VAR	$1,40 \cdot 10^{-6}$	$1,56 \cdot 10^{-6}$	$1,09 \cdot 10^{-6}$	$9,58 \cdot 10^{-8}$	$9,08 \cdot 10^{-8}$	$9,25 \cdot 10^{-8}$
DESVIO PADRÃO		HC	II	LL	MM	RR	TT
	IEMG	1,66	$4,95 \cdot 10^{-2}$	$1,34 \cdot 10^{-1}$	$1,76 \cdot 10^{-1}$	1,64	$6,47 \cdot 10^{-2}$
	MAV	$8,28 \cdot 10^{-5}$	$2,47 \cdot 10^{-6}$	$6,71 \cdot 10^{-6}$	$8,81 \cdot 10^{-6}$	$8,20 \cdot 10^{-5}$	$2,55 \cdot 10^{-6}$
	MAV1	$6,26 \cdot 10^{-5}$	$1,66 \cdot 10^{-6}$	$3,98 \cdot 10^{-6}$	$6,04 \cdot 10^{-6}$	$6,82 \cdot 10^{-5}$	$2,39 \cdot 10^{-6}$
	MAV2	$4,14 \cdot 10^{-5}$	$2,69 \cdot 10^{-6}$	$3,26 \cdot 10^{-6}$	$3,42 \cdot 10^{-6}$	$7,25 \cdot 10^{-5}$	$1,09 \cdot 10^{-6}$
	RMS	$1,15 \cdot 10^{-4}$	$2,03 \cdot 10^{-6}$	$1,18 \cdot 10^{-5}$	$9,75 \cdot 10^{-6}$	$1,04 \cdot 10^{-4}$	$4,13 \cdot 10^{-6}$
	SSI	$3,98 \cdot 10^{-3}$	$2,48 \cdot 10^{-5}$	$2,67 \cdot 10^{-4}$	$1,27 \cdot 10^{-4}$	$4,75 \cdot 10^{-3}$	$5,05 \cdot 10^{-5}$
	VAR	$1,99 \cdot 10^{-7}$	$1,24 \cdot 10^{-9}$	$1,33 \cdot 10^{-8}$	$6,36 \cdot 10^{-9}$	$2,37 \cdot 10^{-7}$	$2,53 \cdot 10^{-9}$

Fonte: Autor.

No algoritmo apresentado no Apêndice III: Código 1 foi definida uma pontuação que pode ser 0,6 ou 1 para cada movimento baseando-se em comparação de valores, por exemplo, analisa-se o movimento realizado e compara-se um valor de calibração para cada técnica com os valores de cada uma das três realizações de teste, se os três valores calculados do movimento estiverem dentro da faixa comparada (maior ou menor que o valor de calibração),

atribui-se um ponto ao movimento, se apenas dois dos três valores estiverem na faixa, atribui-se 0,6. Estes pontos são definidos de forma que possam gerar maior diferença na pontuação final, pois alguns voluntários possuíam valores de calibração de dois movimentos diferentes muito próximos para cada técnica de análise. Após esta etapa, utiliza-se o resultado do algoritmo final para verificar quantidade de acertos deste. Uma análise de acertos dos algoritmos para três dos voluntários pode ser vista na Tabela 4, em que representa-se os movimentos da seguinte forma: HC - Fechar a mão, II - Flexão do indicador, LL - Flexão do mindinho, MM - Flexão do médio, RR - Flexão do anelar, TT - Flexão do polegar. Nesta tabela um acerto do código é válido por um ponto, um empate com outro movimento é definido meio ponto e para um erro, nenhum ponto como definido na Tabela 3. Estes pontos são então divididos pelas 6 vezes que o movimento é realizado e para cada voluntário faz-se a média da porcentagem total de erros e acertos, como mostrado na Tabela 5 para verificar para qual voluntário o código MatLab está melhor calibrado, para então escolher os movimentos deste voluntário para o teste em *hardware*.

Isso é válido, para aplicações em próteses robóticas, pois em pacientes que não possuam uma das mãos, o sistema deve ser calibrado com os movimentos musculares possíveis de serem aferidos do corpo do paciente, que podem ser, por exemplo, pequenos movimentos com os músculos que este ainda possua e até mesmo movimentos com o ombro, para que o sistema reconheça sua forma de atuação no movimento dos dedos robóticos.

Tabela 3 - Pontuações para cálculo de acerto.

-	Empate - 0,5
✓	Acerto - 1
✗	Erro - 0

Fonte: Autor.

Tabela 4 - Acertos do código em MatLab.

	Voluntário 1							Voluntário 2							Voluntário 3					
	HC	II	LL	MM	RR	TT		HC	II	LL	MM	RR	TT		HC	II	LL	MM	RR	TT
Repetição 1	✓	✓	✗	✓	✗	✓	Repetição 1	✓	✓	✓	✓	✓	✗	Repetição 1	✓	-	✓	-	✓	✓
Repetição 2	✓	✓	✓	✓	✓	✓	Repetição 2	✗	✓	✓	✓	✓	✓	Repetição 2	✓	✓	✓	-	✓	✓
Repetição 3	✓	✓	✗	✓	✓	✓	Repetição 3	✓	-	✓	✓	✓	-	Repetição 3	✓	✓	✓	-	✓	✓
Repetição 4	✓	✓	-	-	✓	✓	Repetição 4	✓	✓	✓	✗	✓	-	Repetição 4	✓	✓	✓	-	✓	✓
Repetição 5	✓	✓	✗	✗	✗	✓	Repetição 5	✗	✓	✗	✗	✓	-	Repetição 5	✓	✓	-	-	✓	✗
Repetição 6	✓	✓	✗	✗	✗	✓	Repetição 6	✗	✓	✗	✓	✓	-	Repetição 6	✓	✓	-	-	✓	✗

Fonte: Autor.

Tabela 5 - Porcentagem de acerto do MatLab de 3 voluntários.

	HC	II	LL	MM	RR	TT	TOTAL
Voluntário 1	100,00%	100,00%	25,00%	58,33%	50,00%	100,00%	72,22%
Voluntário 2	50,00%	91,67%	66,67%	66,67%	100,00%	50,00%	70,83%
Voluntário 3	100,00%	91,67%	83,33%	50,00%	100,00%	66,67%	81,94%

Fonte: Autor.

4.2 Implementação do *hardware*

Para a análise simulada e teste final de *hardware* do sistema de identificação, os arquivos de dados dos movimentos do voluntário, em que o algoritmo em MatLab teve maior percentual de acerto, foram convertidos de uma tabela para um arquivo de áudio. Os arquivos de áudio foram utilizados para emular o sinal que seria recebido do módulo de aquisição projetado, estes áudios de duração máxima de cinco segundos foram utilizados como entrada no pino RA2 para fazer a conversão pelo periférico ADC, após esta conversão foi verificado que não seriam necessárias as sete formas de processamento para diferenciar cada movimento realizado, apenas duas eram suficientes; IEMG e SSL.

Um processo de calibração foi necessário para que o módulo reconhecesse os movimentos realizados, um fluxograma de como foi feito o processo de calibração pode ser visto na Figura 20.

Após calibração feita utilizando o depurador do Proteus, foi possível averiguar acerto em todas as tentativas na simulação, bem como, com o depurador do microcontrolador foi possível encontrar faixas de calibração para que houvesse acerto em todas as tentativas com os testes em placa fazendo os testes dos movimentos individualmente. Alguns erros foram encontrados nos testes em que todos os movimentos foram repetidos em sequência em apenas um arquivo de áudio, como pode ser visto na .

Tabela 6 - Acertos dos sistemas simulado e real
TESTE CADA MOVIMENTO EM PLACA (TCM)

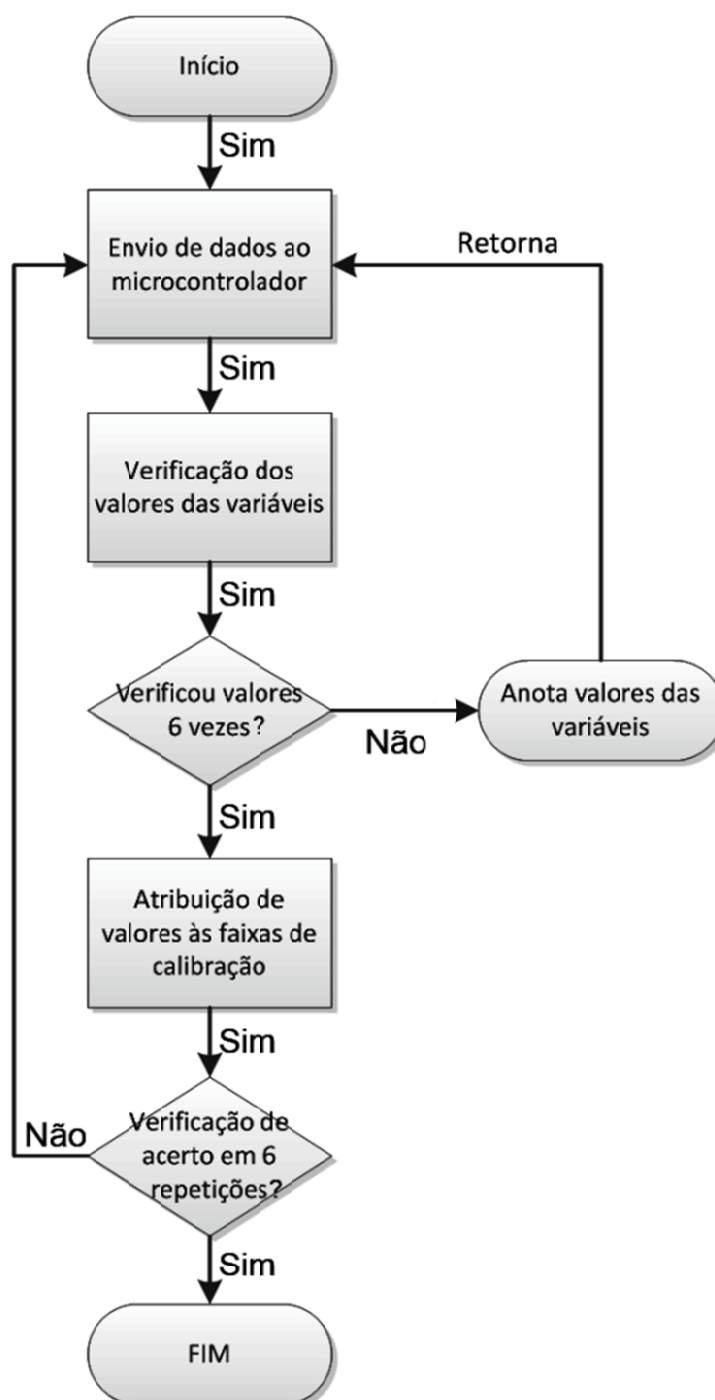
Repetição	TESTE SIMULADO (TS)						TESTE DE TODOS OS MOVIMENTOS EM PLACA (TTM)					
	H C	I I	L L	M M	R R	T T	H C	I I	L L	M M	RR	TT
1	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
2	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
3	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
4	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
5	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
6	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓

Fonte: Autor.

O circuito da placa final projetada é apresentado no Apêndice III (Figura 30, Figura 31 e Figura 32). Os dados referentes aos sinais de eletromiografia filtrados e com frequência de amostragem de 4 kHz foram extraídos da pesquisa de (Khushaba, et al., 2012). A comunicação entre o computador e o módulo desenvolvido deu-se através de um cabo conector (tipo P2), assim, houve a transferência dos dados para o microcontrolador. As formas de onda no tempo dos sinais utilizados são demonstradas na Figura 21, em que cada

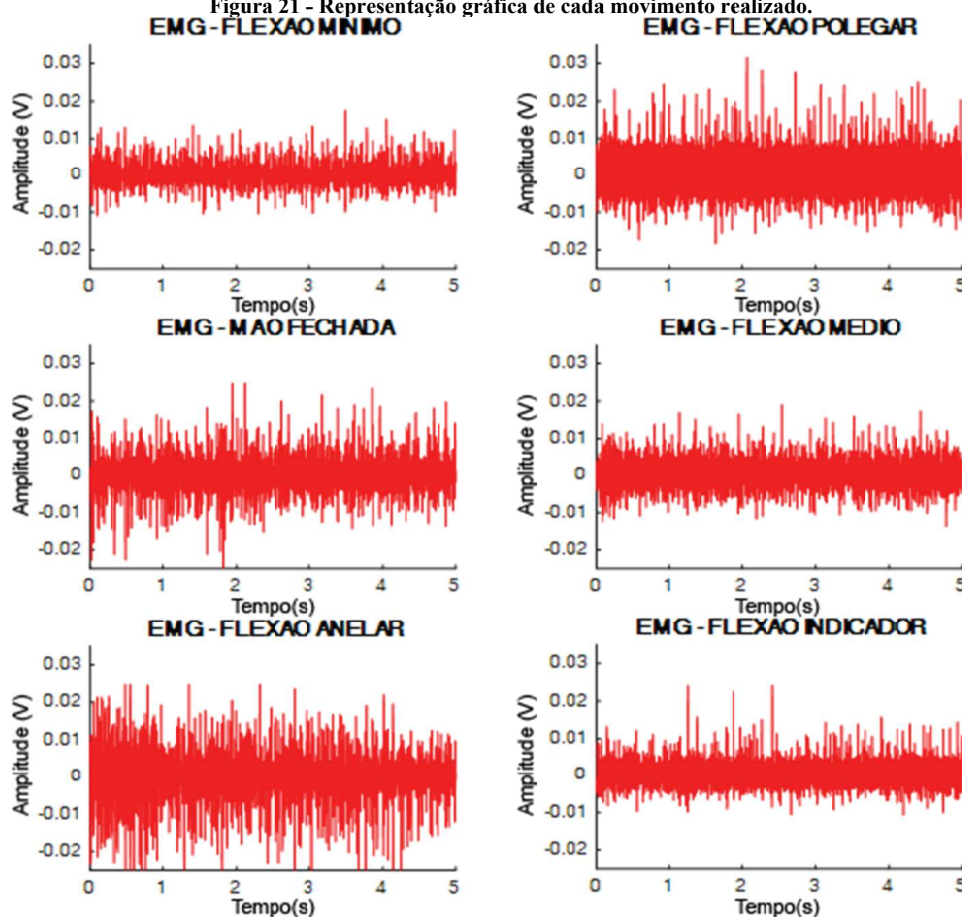
sinal com duração de cinco segundos é apresentado e pode-se visualizar diferentes sinais eletromiográficos. Percebe-se que alguns movimentos possuem maior amplitude que outros, a forma dos sinais varia de cada voluntário.

Figura 20 - Fluxograma de calibração do sistema.



Fonte: Autor.

Figura 21 - Representação gráfica de cada movimento realizado.



Fonte: Adaptado de (Khushaba, et al., 2012).

Na Figura 22 é apresentada a janela de depuração do teste de um dos movimentos no *software* do ambiente de programação MPLABX utilizado para a programação e calibração do projeto.

Figura 22 - Janela de depuração do ambiente de programação.

☒	VAR	2.19902326E12
☒	IEMG	4736
☒	SSI	24576
☒	amostras	28021
☒	tempo_s	6
☒	RMS	5.48406E-39

Fonte: Autor.

Também foram feitos testes iniciando a depuração do programa sem enviar quaisquer sinais para a placa, para verificar se o módulo estaria captando possíveis ruídos oriundos da

saída de áudio do computador. Após os testes percebeu-se que estes não eram captados pelo microcontrolador devido à sua baixa amplitude, o que contribuiu positivamente para a calibração do módulo, pois não foi necessário o tratamento de ruído oriundo da placa de saída de áudio do computador. Perdas de sinal no circuito já eram esperadas e foram percebidas durante as medidas com a diferença nos valores das variáveis do código em cada execução, portanto a não necessidade de tratamento de ruído do computador contribuiu para menor chance de erro do módulo na tarefa de identificação.

Para o funcionamento em *hardware*, verificou-se acerto em todas as tentativas dos movimentos individuais para seis repetições de leitura do sinal de entrada, por meio de arquivos separados de áudio que continham todos os movimentos estudados. Além disso, cada sinal foi amostrado com duração de seis segundos, a fim de analisar o dado recebido, somado a mais seis segundos para divulgação do movimento identificado. Nesse teste, percebeu-se em algumas repetições, como mostrado na Tabela 7, em que TS é o teste simulado, TCM o teste de cada movimento em placa e TTM o teste de todos os movimentos em placa.

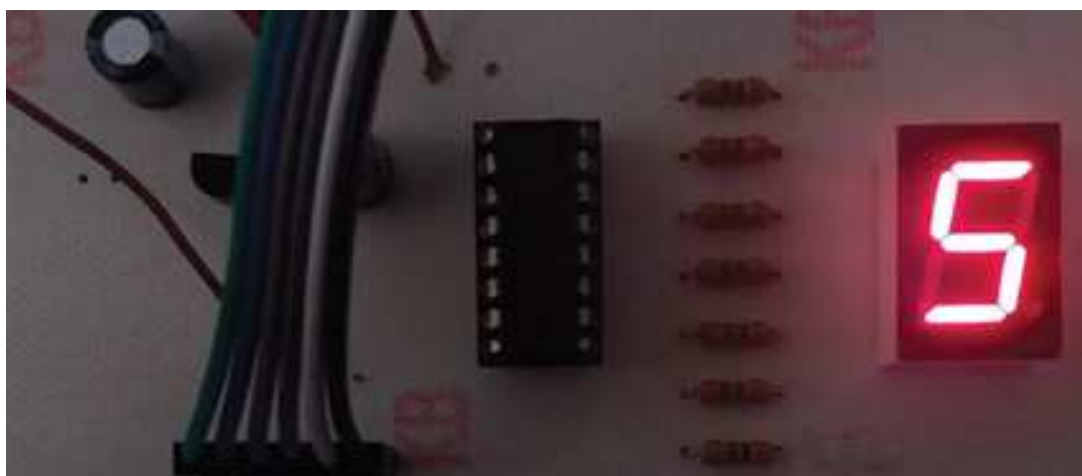
Tabela 7 - Porcentagem de acerto dos testes simulado e em placa.

	HC	II	LL	MM	RR	TT	TOTAL
TS	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
TCM	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
TTM	100,00%	83,33%	100,00%	66,67%	83,33%	83,33%	86,11%

Fonte: Autor.

Um dos resultados obtidos na placa final pode ser visto na Figura 23, onde demonstra a identificação correta referente ao movimento de flexão do dedo anelar.

Figura 23 - Placa finalizada demonstrando identificação de movimento.



Fonte: Autor.

A decisão de não captar sinais de contração muscular em seres humanos, foi estrategicamente tomada em maio de 2018, mediante à anuência do orientador deste trabalho e de consulta informal aos membros da banca examinadora. Uma vez que, o processo captação de sinal de contração muscular envolver seres humanos é obrigatória a apreciação do projeto de pesquisa pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) de seres humanos da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), conforme Resolução número 466, de 12 de dezembro de 2012, do Ministério da Saúde e Resolução número 510, de 07 de abril de 2016, do Conselho Nacional da Saúde. O julgamento da proposta enviada ao CEP/UTFPR não seria concluído até o prazo estipulado. Consequentemente, inviabilizaria a validação do funcionamento do módulo proposto neste trabalho no primeiro semestre de 2018, comprometendo o cronograma proposto para este projeto.

4.3 Análise de custos do sistema projetado

A Tabela 8 a seguir demonstra quanto foi gasto com o sistema projetado, para comparação com um sistema que está disponível para venda no mercado, possui propósito de aferir sinais eletromiográficos e pode ser utilizado para identificação de movimento, em que seu custo é apresentado na Tabela 9. A análise não leva em consideração o custo de produção em escala, nem a mão de obra do projetista.

Tabela 8 - Custo dos materiais utilizados no projeto.

Quantidade	Componente	Preço Unitário (R\$)	Preço Total (R\$)
12	Capacitores	0,60	7,20
20	Resistores	0,10	2,00
1	Borne 3 Pinos	0,80	0,80
1	Conector de Bateria	1,00	1,00
1	Bateria	5,00	5,00
Quantidade	Componente	Preço Unitário (R\$)	Preço Total (R\$)
1	C.I. CD4511	1,20	1,20
1	C.I. LM324	0,60	0,60
1	Regulador LM7805	1,00	1,00
1	C.I. INA101	18,00	18,00
1	PIC16F1824	12,00	12,00
1	Display de 7 Segmentos Catodo Comum	5,00	5,00
4	Diodo 1N4007	0,15	0,60
2	Barra de Pinos 1x5 ¹	0,25	0,25
1	Chave 2 posições	4,00	18,00
1	PCI projetada ²	40,00	40,00
1	PICKIT3	130,00	130,00
1	Pacote de 50 Eletrodos	0,32 (por eletrodo)	16,00
3	Conector para Eletrodos	5,00	15,00
TOTAL³		----	259,65

Fonte: Autor.

¹ - O custo da barra de pinos é proporcional ao custo da barra de 1x40, mas foi utilizada apenas 1x5 na confecção do projeto.

² - O custo da PCI (Placa de Circuito Impresso) é baseado no que foi gasto com uma placa confeccionada por empresa que dispõe de fresadora própria. Para produção em série o custo por placa diminui consideravelmente.

³ - O valor de frete para alguns produtos foi desconsiderado, pois foi necessário para componentes que não estavam disponíveis em dia específico em loja local.

Tabela 9 - Custo do módulo sensor muscular vendido no mercado.

Quantidade	Componente	Preço Unitário (R\$)	Preço Total (R\$)
1	Módulo Sensor Muscular Myoware	329,90	329,90
1	Cabo de sensores Myoware	44,90	44,90
10	Kit c/ 5 eletrodos Myoware ⁴	2,58 (por eletrodo)	129,00
1	Arduino Uno R3 ⁵	49,90	49,90
TOTAL		----	553,70

Fonte: Autor.

⁴ - O kit com eletrodos Myoware é recomendado devido às suas dimensões externas, pois é possível conectar o módulo diretamente aos eletrodos, diferente dos eletrodos utilizados no módulo projetado.

⁵ - O Arduino Uno R3 foi adicionado à compra para que com o uso do módulo Myoware, o Arduino trabalhe como módulo de identificação do movimento, pois o Myoware apenas afere os sinais EMG.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS E PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS

Neste capítulo são explanadas as conclusões quanto ao projeto realizado e apresenta ideias de trabalhos futuros que podem utilizar este trabalho como base.

5.1 Considerações Finais

Por meio das simulações no MATLAB com os dados de movimentos de mão da pesquisa de (Khushaba, et al., 2012), foi possível verificar que cada movimento realizado possui diferentes valores para cada técnica de análise estudada. Este fato torna possível a confirmação de padrões para identificação dos movimentos. Porém, para alguns voluntários, os movimentos de flexão de dedos próximos (anelar e mínimo, por exemplo) chegam a valores semelhantes nas técnicas de identificação.

Já em simulação utilizando os mesmos dados de movimentos de mão da pesquisa de (Khushaba, et al., 2012), porém no PIC16F1824, percebeu-se que após conversão dos sinais pelo conversor analógico/digital do PIC apenas duas técnicas matemáticas de análise (IEMG e SSI) foram suficientes para diferenciação dos movimentos realizados. Este resultado também foi obtido no teste prático. Desta forma, cumpriu-se o objetivo do projeto de forma satisfatória.

5.2 Propostas de trabalhos futuros

Utilizando este trabalho como base, pode-se fazer uso do módulo, adicionando-se outra forma de apresentar a identificação de movimento. Algumas sugestões possíveis são a inclusão de um protótipo de prótese robótica, que execute os movimentos identificados por este projeto, ou um dispositivo eletrônico que possa ser controlado remotamente através do movimento da mão.

REFERÊNCIAS

ARIYANTO, M.; CAESARENDRA, W.; e MUSTAQIM, K. A. *Finger movement pattern recognition method using artificial neural network based on electromyography (EMG) sensor. International Conference on Automation, Cognitive Science, Optics, Micro Electro-Mechanical System, and Information Technology (ICACOMIT)*. 2015.

BURR-BROWN CORPORATION, **INA101 High Accuracy INSTRUMENTATION AMPLIFIER Data Sheet** - 1998 - PDS-454K

CARTER, B.. 2001. **Texas Instruments Design Support**. *Texas Instruments*. [Online] Dezembro 2001. [Acesso em: 15 de Março de 2018.] Disponível em: <<http://www.ti.com/litv/pdf/sloa093>>.

DATAHOMINIS TECNOLOGIA. Características Myosystem. Disponível em: <<http://www.datahominis.com.br/myosystem/myosystem/caracteristicas.html>>. Acesso em: 25 de Agosto de 2017.

HAYKIN, S. S.; VAN VEEN, B.. **Sinais e sistemas**. Porto Alegre, RS: Bookman, 2001.

HERMENS, H. J., et al. **European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy**. s.l. : Roessingh Research and Development, 1999.

IBIOTEC. Control of DC Motor with EMG and EOG. Disponível em: <<https://ibiotec.wordpress.com/2014/12/09/control-of-dc-motor-with-emg-and-eog>>. Acesso em: 15 de Agosto de 2017.

KHUSHABA, R. N.; TAKRURI, M.; KODAGODA, S.; DISSANAYAKE, G. Toward Improved Control of Prosthetic Fingers Using Surface Electromyogram (EMG) Signals. *Expert Systems with Applications*. 2012, Vol. 39, 12, pp. 10731–10738.

Microchip Technology Inc., **PIC16F/LF1824/1828 Data Sheet** - 2010 - DS41419A

MIOTEC. Miotool Fisio. Disponível em: <<http://www.miotec.com.br/fisio-biomecanica/miotool-fisio/>>. Acesso em: 25 de Agosto de 2017.

NATIONAL SEMICONDUCTOR INC., **LM124/LM224/LM324/LM2902 Low Power Quad Operational Amplifiers Data sheet** - 1994 - RRD-B30M115

NIHON KOHDEN. MEB9400. Disponível em: < <http://us.nihonkohden.com/products/meb-9400/>>. Acesso em: 25 de Agosto de 2017.

OCARINO, J. M., et al. Eletromiografia: interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação. *Rev Fisiot Brasil*. 2005.

PEREIRA, D. V., FRANÇA, L. S., NETO, N. L. *A importância do curso de Engenharia Biomédica e sua interface com a ciência, tecnologia e saúde brasileira. Congresso De Iniciação Científica Do Inatel - Incitel*. 2012.

SEDRA, A. S; SMITH, K. C.; *Microeletrônica*. 5. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2007.

TEXAS INSTRUMENTS INC., **CD54HC4511, CD74HC4511, CD74HCT4511 Data Sheet** - 2003 - SCHS279D

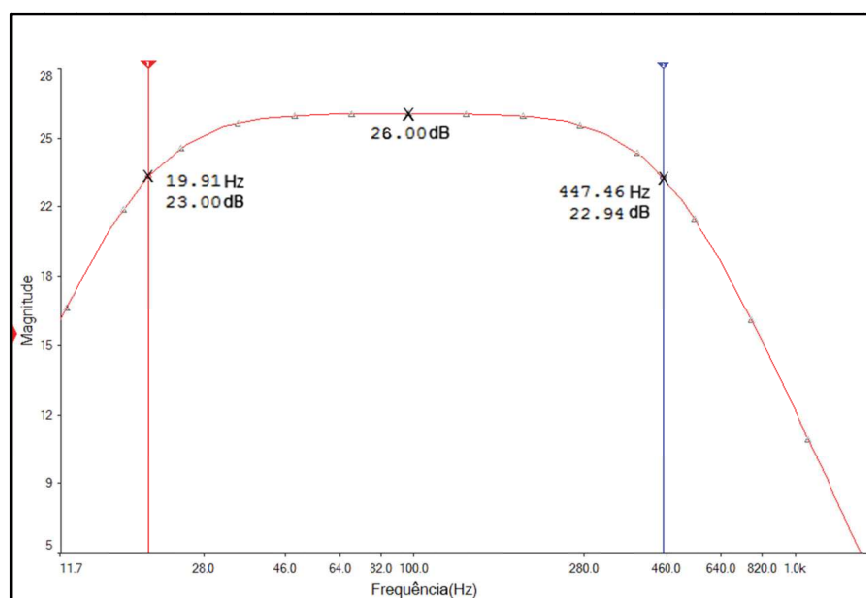
ZANCO, W. S.. **Microcontroladores PIC18 com linguagem C: uma abordagem prática e objetiva com base no PIC18F4520** . 1. ed. São Paulo: Érica, 2010.

APÊNDICE I

Filtragem

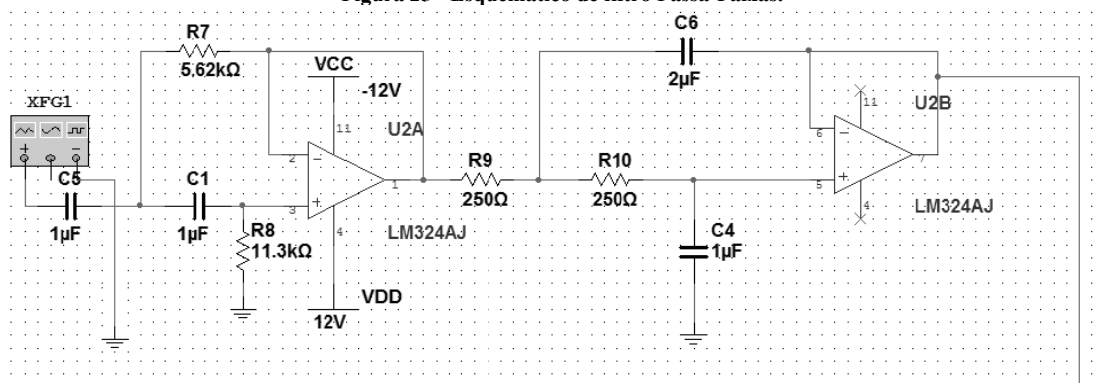
Para esta etapa, foi projetado o filtro passa-faixas na configuração Sallen-key multiestágio, composto por uma etapa passa-baixa e uma etapa passa-alta em sequência. Em um teste feito primeiramente em simulação foi encontrada a resposta em frequência disposta na Figura 24, e os valores calculados na Figura 25, para o projeto da placa foram utilizados componentes com valores comerciais próximos aos calculados.

Figura 24 - Resposta em frequência da etapa Passa-Faixas.



Fonte: Autor.

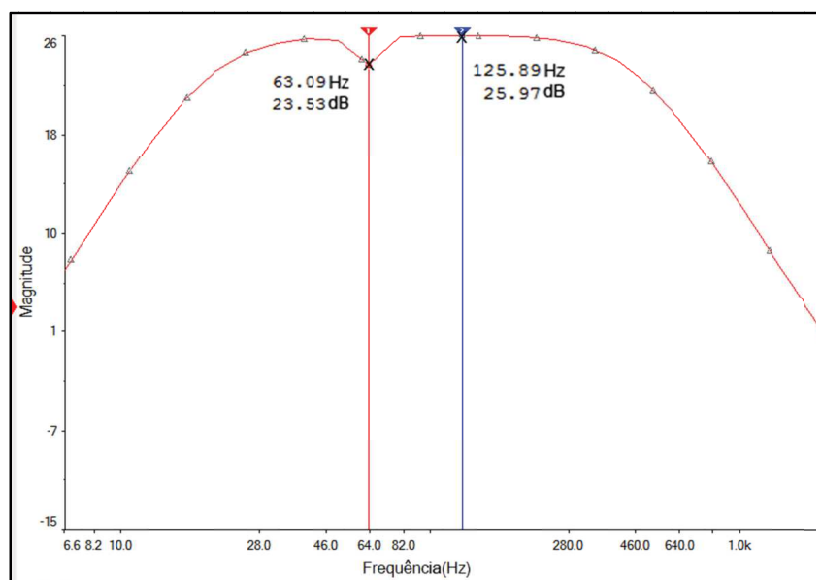
Figura 25 - Esquemático de filtro Passa-Faixas.



Fonte: Autor.

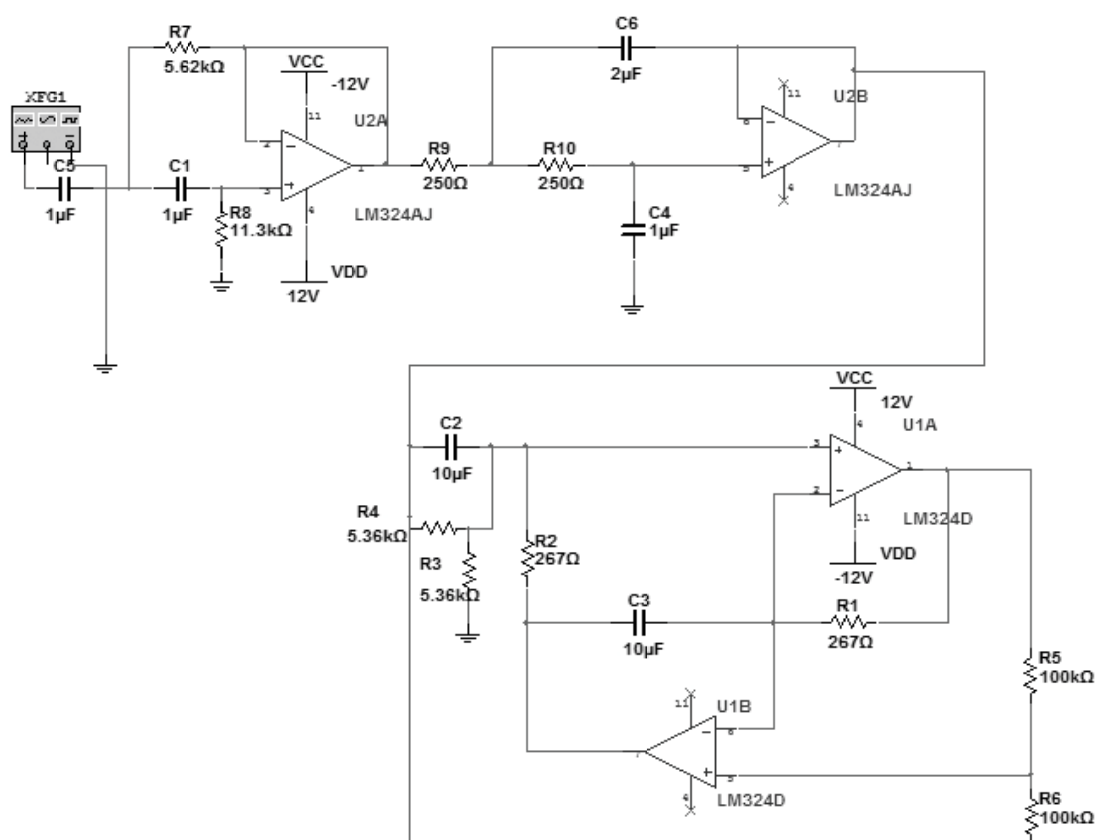
Após concluir a simulação, conectou-se a este circuito uma etapa de filtro de corte de frequência única (*Notch*), a resposta em frequência obtida em simulação para o circuito total de filtragem é apresentado na Figura 26 e o esquemático total na Figura 27.

Figura 26 - Resposta em frequência de toda a etapa de filtragem.



Fonte: Autor.

Figura 27 - Esquemático da simulação da etapa de filtragem.



Fonte: Autor.

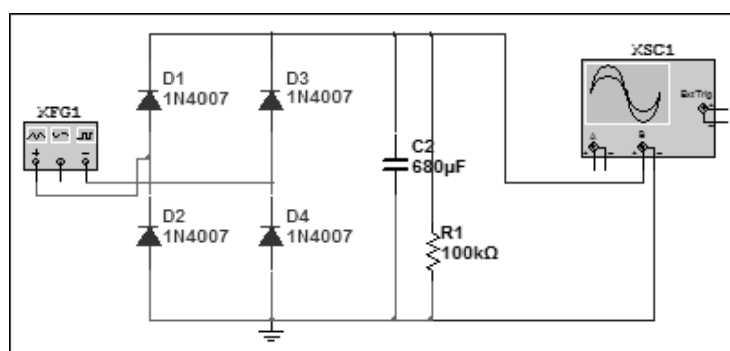
A implementação do circuito numa placa de teste (*protoboard*) foi realizada. Para verificar o funcionamento do filtro, mediu-se a atenuação do ganho de tensão (em decibéis - dB), a qual resultou em uma redução de 3dB na frequência de 510 Hz. Por meio da mesma análise observou-se uma atenuação na componente de 60 Hz do sinal após o filtro *Notch*.

APÊNDICE II

Detector de Envoltória

Nesta etapa foi implementado o circuito detector de envoltória demonstrado na Figura 6 e simulado em programa de acordo com a Figura 28, onde os valores de capacitância e resistência de carga são arbitrários, procurou-se um valor alto para o capacitor e também alto para a carga, para melhor medir a saída.

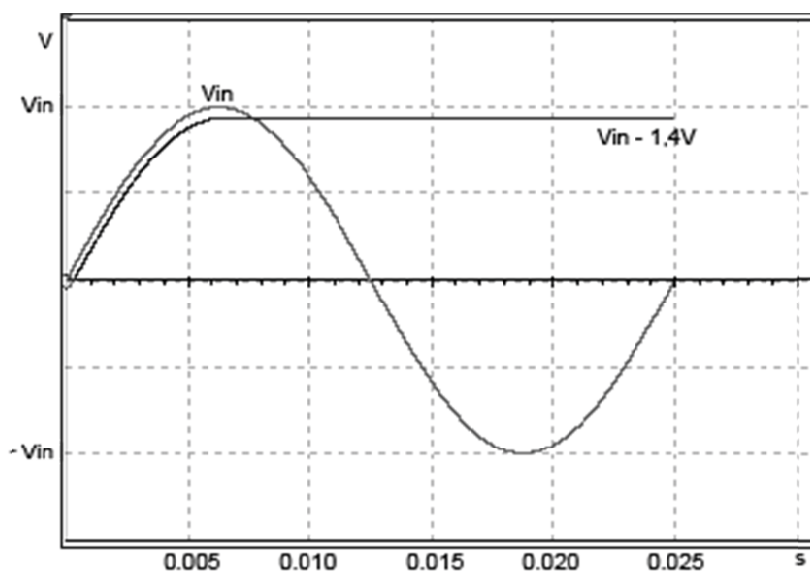
Figura 28 - Circuito detector de envoltória simulado.



Fonte: Autor.

O circuito simulado produziu no osciloscópio presente no programa o que pode ser visto na Figura 29 a seguir, onde o sinal de entrada é o sinal senoidal representado e o sinal contínuo é a saída.

Figura 29 - Saída da etapa de retificação do sinal.



Fonte: Autor.

APÊNDICE III

CÓDIGOS

Código 1 - Trecho de código em MatLab para análise inicial de cada movimento.

```

1  %-----
2  %-----
3  %   INICIALIZAÇÃO DE VARIÁVEIS
4  %-----
5  %-----
6  [filename] = uigetfile('*.csv','Select the csv file');
7  Fs = 4e3;                                %Frequência de amostragem
8  M = csvread(filename,0,1);               %Leitura do arquivo .csv
9  audiowrite('ARQUIVO_DE_AUDIO.wav',M,Fs); %Cria arquivo de áudio .wav
10 L = 2e4;                                %Comprimento do sinal de áudio
11 t = (0:L-1)/Fs;                         %Vetor de tempo
12 %-----
13 %-----
14 %%   PROCESSAMENTO DOS SINAIS
15 %-----
16 %-----
17 IEMG = 0;                                %EMG INTEGRADO
18 MAV = 0;                                %VALOR MÉDIO ABSOLUTO
19 MAV1 = 0;                                %MAV MODIFICADO 1
20 MAV2 = 0;                                %MAV MODIFICADO 2
21 RMS = 0;                                %VALOR RMS
22 SSI = 0;                                %INTEGRAL QUADRADA SIMPLES
23 VAR = 0;                                %VARIÂNCIA
24
25 HC=0;                                    %Variáveis para cada movimento
26 TT=0;
27 II=0;
28 MM=0;
29 RR=0;
30 LL=0;
31
32
33 w1 = 1;                                %PESO MAV1
34 w2 = 1;                                %PESO MAV2
35 for i=1:L
36     IEMG = IEMG + abs(M(i));
37     SSI = SSI + (M(i)*M(i));
38     if (i<=(L/4))
39         w1 = 0.5;
40         w2 = 4*i/L;
41     elseif (i>=(3*L/4))                %Faz o cálculo de cada processamento
42         w1 = 0.5;
43         w2 = 4*(i-L)/L;
44     else
45         w1 = 1;
46         w2 = 1;
47     end
48     MAV1 = MAV1 + (w1*abs(M(i)));
49     MAV2 = MAV2 + (w2*abs(M(i)));
50 end
51 RMS = sqrt(SSI/L);
52 MAV = IEMG/L;
53 MAV1 = MAV1/L;
54 MAV2 = MAV2/L;
55 VAR = SSI/(L-1);
56 %-----
57 %-----
58 %%   PLOTAGEM DOS GRÁFICOS
59 %-----
60 %-----

```

```

61 fig1=figure(); set(fig1,fig_config{:});
62 hold on
63 plot(t,M, 'r')
64 title('EMG - NOME DO MOVIMENTO');
65 %-----
66 %-----
67 %% IDENTIFICAÇÃO DOS MOVIMENTOS
68 %-----
69 %-----
70
71 %Teste IEMG                                %Os valores utilizados são para
72 if (IEMG > 14.5)                            %calibração do sistema, baseados nos
73     RR=RR+1;                                %valores obtidos na etapa de processamento.
74 else                                         %Cada técnica tem seu próprio código que atribui
75     TT=TT+1;                                %uma pontuação
76     II=II+1;
77     MM=MM+1;
78     LL=LL+1;
79     HC=HC+1;
80     if (IEMG > 11)
81         HC=HC+1;
82     else
83         TT=TT+1;
84         II=II+1;
85         MM=MM+1;
86         LL=LL+1;
87         if (IEMG > 8)
88             LL=LL+1;
89         else
90             II=II+1;
91             MM=MM+1;
92             TT=TT+1;
93             if (IEMG > 5)
94                 MM=MM+1;
95                 TT=TT+1;
96                 II=II+0.6;
97             else
98                 II=II+1;
99             end
100         end
101     end
102 end
103
104 %Escolha
105 A = [HC TT II MM RR LL]                    %Cria um vetor para ordenar as
106 B = sort(A, 'descend')                     %pontuações de cada movimento
107
108 if (B(1,1) == HC)                          %o movimento com maior pontuação
109     disp('Mão Fechada')                   %fica em primeiro no vetor
110 elseif (B(1,1) == TT)                      %e o código apresenta qual movimento
111     disp('Flexão do Polegar')             %este representa
112 elseif (B(1,1) == II)
113     disp('Flexão do Indicador')
114 elseif (B(1,1) == MM)
115     disp('Flexão do Dedo Médio')
116 elseif (B(1,1) == RR)
117     disp('Flexão do Anelar')
118 else
119     disp('Flexão do Mínimo')
120 end

```

Código 2 - Código em C do sistema de identificação para o PIC16F1824.

```

1 void main()
2 {
3     SYSTEM_Initialize();
4     while (1)
5     {
6         if(time_s < 6)
7         {
8             received = ADC_GetConversion(EMG_SIG); //Valor do ADC
9             IEMG += sqrt(received*received); //Valor do IEMG
10            SSI += received*received; //Valor do SSI
11        }
12        else
13        {
14            VAR = (double) (SSI/(samples-1)); //Valor da Variância
15            RMS = (double) (sqrt(SSI)/samples); //Valor do RMS
16
17            if((IEMG >= IEMG_HC_MIN && IEMG <= IEMG_HC_MAX) &&
18               (SSI >= SSI_HC_MIN && SSI <= SSI_HC_MAX))
19            {
20                display(1); //Mão Fechada
21            }
22            else if((IEMG >= IEMG_TT_MIN && IEMG <= IEMG_TT_MAX) &&
23                   (SSI >= SSI_TT_MIN && SSI <= SSI_TT_MAX))
24            {
25                display(2); //Flexão do Polegar
26            }
27
28
29
30            else if((IEMG >= IEMG_LL_MIN && IEMG <= IEMG_LL_MAX) &&
31                   (SSI >= SSI_LL_MIN && SSI <= SSI_LL_MAX))
32            {
33                display(6); //Flexão do Mínimo
34            }
35            else
36            {
37                if(time_s%2==0)
38                {
39                    display(7);
40                }
41                else //Nenhum sinal
42                { //ou sistema não
43                    display(0); //identificou nada
44                }
45            }
46        }
47
48        if (CountCallBack >= SECOND) //Operação de timer
49        {
50            // reset ticker counter
51            CountCallBack = 0;
52            if(++time_s >=12) // Reinicia a identificação
53            { //a cada 12 segundos
54                RESET();
55            }
56        }
57    }
58 }
59 }

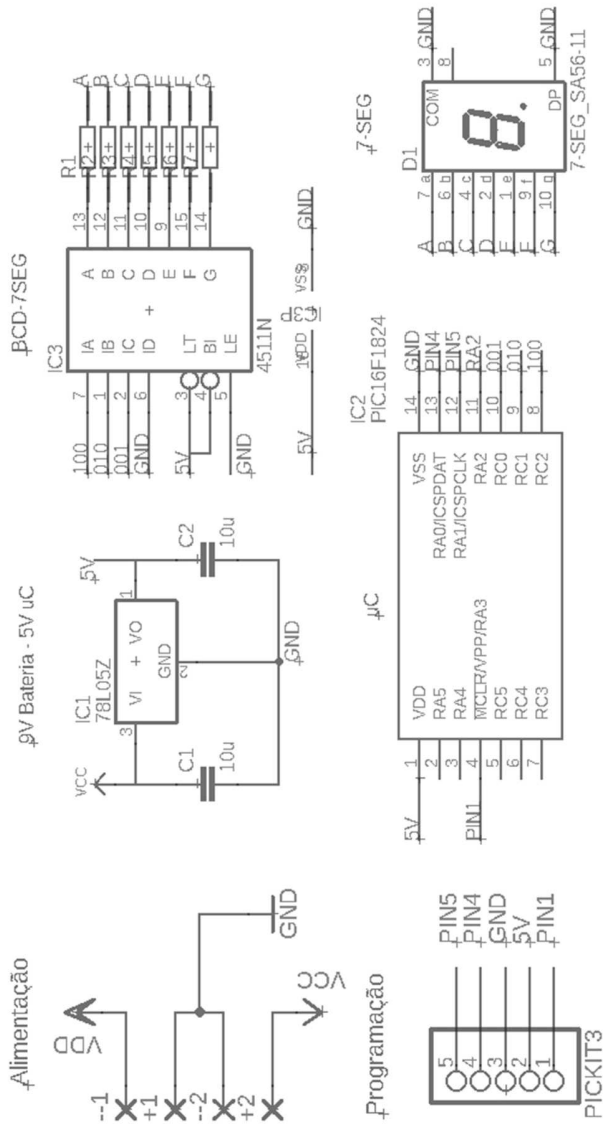
```

Código 3 - Código do conversor A/D integrado.

```
60 adc_result_t ADC_GetConversion(adc_channel_t channel)
61 {
62     // seleciona o canal A/D
63     ADCON0bits.CHS = channel;
64
65     // Liga o periférico ADC
66     ADCON0bits.ADON = 1;
67
68     // delay para aquisição
69     __delay_us(ACQ_US_DELAY);
70
71     // Inicia a conversão
72     ADCON0bits.GO_nDONE = 1;
73
74     // Aguarda o final da conversão
75     while (ADCON0bits.GO_nDONE);
76     {}
77
78     samples++;
79     // Ao fim da conversão, aumenta o número de amostras
80     // e retorna o valor convertido
81     return ((adc_result_t)((ADRESH << 8) + ADRESL));
82 }
```

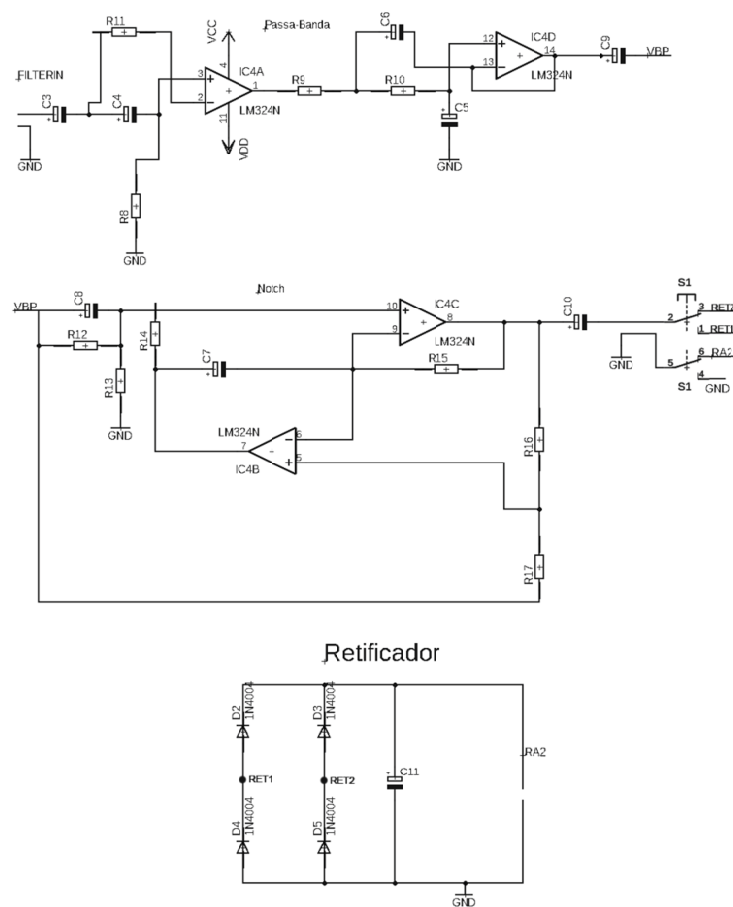
ESQUEMÁTICOS

Figura 30 - Estágio de identificação de movimento.



Fonte: Autor.

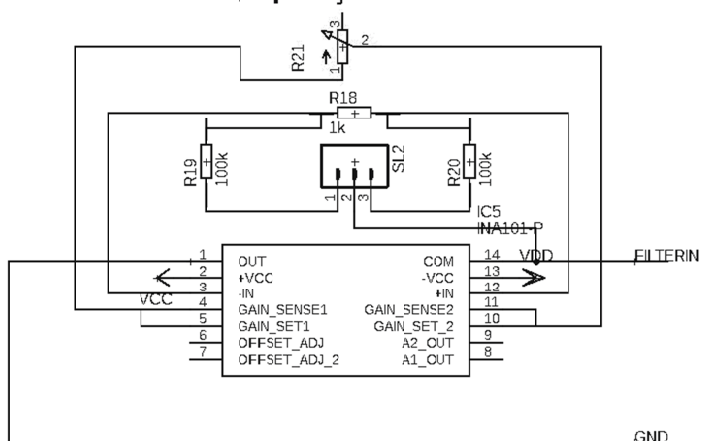
Figura 31 - Esquemático de etapa de filtragem.



Fonte: Autor.

Figura 32 - Esquemático do Estágio de aquisição de sinal.

Aquisição do Sinal



Fonte: Autor.