



Engenharia Mecânica

PRÓTESE MIOELÉTRICA PARA MEMBRO SUPERIOR

Ednaldo Alves Junior

Gabriel Aparecido Ferreira de Mello

Matheus Panigassi Imenes

Campinas

2016



Engenharia Mecânica

PRÓTESE MIOELÉTRICA PARA MEMBRO SUPERIOR

Ednaldo Alves Junior

RA: 004201200288

Gabriel Aparecido Ferreira de Mello

RA: 004201200278

Matheus Panigassi Imenes

RA: 004201200979

Projeto de Monografia apresentado à disciplina de Trabalho de Graduação, do Curso de Engenharia Mecânica da Universidade São Francisco, sob a orientação metodológica do Prof. Francisco José da Silva Henriques, como exigência parcial para conclusão do curso de graduação.

Prof. orientador do Trabalho de Graduação:
Francisco José da Silva Henriques

Campinas

2016

RESUMO

De acordo com o censo de 2010 realizado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), 7% da população brasileira possui algum tipo de deficiência motora. A vida sem algum dos membros, seja superior ou inferior, geralmente é algo que causa grande desgaste físico e principalmente psicológico para qualquer pessoa. Próteses são dispositivos que podem ajudar o indivíduo recuperando uma parte das funcionalidades do membro original, o que já se torna um grande avanço na qualidade de vida desta pessoa.

Apesar do alto nível tecnológico empregado na fabricação de próteses, estes dispositivos não conseguem reproduzir todos os movimentos de um membro original, tornando-se mais evidente quando se refere especialmente aos membros superiores devido à complexidade e precisão requerida dos movimentos realizados. Hoje pode-se encontrar no mercado soluções capazes de recriar movimentos humanos com boa sofisticação, no entanto, estas próteses se tornam proibitivas para o grande público principalmente pelos custos envolvidos, algo em torno de R\$150.000,00. A engenharia se enquadra neste contexto com perfeição devido ao desafio de desenvolvimento de novas tecnologias e soluções de modo a trazer ao grande público, próteses de última geração a preços acessíveis.

Reconhecendo-se a necessidade de alternativas às soluções presentes para aqueles com menos recursos financeiros, este trabalho visa o desenvolvimento de um protótipo de baixo custo em tamanho real de uma prótese mioelétrica de membro superior com funções similares as mais sofisticadas encontradas no mercado, objetivando-se sempre à redução de custo e a experiência do usuário com o dispositivo.

As próteses mioelétricas são as mais avançadas em nível tecnológico, sendo que utilizam os sinais mioelétricos captados do antebraço do portador para acionar os dispositivos que executam diversos movimentos com precisão e similaridade em relação ao membro humano. Os sinais mioelétricos são as atividades elétricas resultantes dos processos fisiológicos que ocasionam a contração muscular. Estes sinais são tratados e utilizados para comandar a prótese.

PALAVRAS-CHAVE: prótese, mioelétrica, baixo custo.

ABSTRACT

According with the census of 2010 made by Brazilian Institute of Geography and Statistics (IBGE), 7% of the Brazilian population has some kind of motor disability. Life without some limb, lower or higher, is something that can create a physical and emotional exhaustion for anyone. Prosthesis are devices that can help people who is wearing to recover some of the functionalities of the original limb, which become in a breakthrough in the person's quality of life.

Although uses high end technology on the manufacturing of prosthesis, those devices can't reproduce all the movements of the original limb, being even more evident when comparing to superior limbs for its complexity and required accuracy by the movements performed. Today we can found on market solutions that can recreate humans movements with good sophistication, however, this prosthesis can be a distant dream for most mainly by the high price, reaching R\$ 150.000,00. The engineering fits in this scenario perfectly having the challenge of develop new technologies and solutions that bring high end prosthesis to general public with affordable prices.

Knowing the necessities of new alternatives to solutions presents for those with less resources, the present work aims to develop a low cost and real scale prototype of myoelectric prosthesis for superior limb with similar functions to the most sophisticated found on market, always aiming cost cutting and the user experience.

The myoelectric prostheses are more technologically advanced, they use the myoelectric signals captured the forearm of the wearer to trigger devices that perform different movements with precision resulting from physiological processes that cause muscle contraction. These signals are treated and used to control the prosthesis.

KEYWORDS: Prosthesis, myoelectric, low cost.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Prótese egípcia de dedo polegar.	9
FIGURA 2 - Estrutura óssea da mão humana.	12
FIGURA 3 - Movimentos da mão humana.	13
FIGURA 4 - Nomenclatura dos dedos da mão humana.	14
FIGURA 5 - Movimentos dos dedos da mão humana.	15
FIGURA 6 - Movimentos do polegar da mão humana.	16
FIGURA 7 - Estrutura muscular do antebraço até a mão humana.	17
FIGURA 8 - Diagrama de geração de uma MUAP.	18
FIGURA 9 - Representação esquemática da SME. a) Aspecto anatômico. b) Modelo fisiológico e instrumentação.	19
FIGURA 10 - Exemplo de eletrodos invasivos.	20
FIGURA 11 - Eletrodo não invasivo descartável.	21
FIGURA 12 - Principais "mioeletrodos" e seus respectivos fabricantes.	21
FIGURA 13 - Configuração esquemática de posição dos eletrodos (adaptado).	22
FIGURA 14 - Posição do eletrodo.	22
FIGURA 15 - Prótese encontrada há 3000 anos.	23
FIGURA 16 - Prótese utilizada durante a Idade Média.	24
FIGURA 17 - Prótese para membro inferior criada por James Hanger,	25
FIGURA 18 - Exemplo de prótese para membro superior adaptada ao trabalho.	26
FIGURA 19 - Mecanismo utilizado para obter movimentação da mão.	26
FIGURA 20 - Prótese mioelétrica desenvolvida por Reiter.	27
FIGURA 21 - Prótese i-Limb Hand	28
FIGURA 22 - Próteses em silicone (Ottobock).	29
FIGURA 23 - Prótese Mecânica (RSL Steeper).	30
FIGURA 24 - Esquema de funcionamento de uma prótese mioelétrica.	31
FIGURA 25 - Prótese mioelétrica da empresa Ottobock.	32
FIGURA 26 - Mecanismos de próteses mioelétricas.	33
FIGURA 27 - Gráfico de representação de saída analógica.	34
FIGURA 28 - Gráfico de representação de saída digital.	35
FIGURA 29 - Gráfico de representação de linearização de pontos.	35
FIGURA 30 - Potenciômetro linear	36
FIGURA 31 - Detalhes construtivos do sensor potenciômetro angular.	36

FIGURA 32 - Corrente em condutor sem campo magnético presente.....	37
FIGURA 33 - Corrente em condutor com a presença de campo magnético perpendicular ao sentido da corrente elétrica.....	38
FIGURA 34 - Sensor de efeito Hall da empresa Secon Sensores e Instrumentos.....	38
FIGURA 35 - Sensor mioelétrico.....	39
FIGURA 36 - Representação do movimento de rotação gerado pelo motor.	40
FIGURA 37 - Classificação de motores elétricos.....	41
FIGURA 38 - Principais componentes de um motor elétrico de corrente contínua.	42
FIGURA 39 - Motor CC tipo série.....	43
FIGURA 40 - Motor CC tipo paralelo.....	43
FIGURA 41 - Motor CC tipo composto.	43
FIGURA 42 - Representação da estrutura dos motores com e sem escova (Adaptado).44	
FIGURA 43 - Exemplos de microcontroladores.....	45
FIGURA 44 - Arduino nano.	46
FIGURA 45 - Tipos de pesquisa científica.....	47
FIGURA 46 - Movimentos e amplitude de movimentação dos dedos do conjunto A.	51
FIGURA 47 - Movimentos e amplitude de movimentação do dedo polegar.....	52
FIGURA 48 - Mecanismo de movimentação do dedo médio.	53
FIGURA 49 - Vista em corte transversal do mecanismo do dedo médio.	54
FIGURA 50 - Movimentação dedo médio.....	55
FIGURA 51 - Mecanismo de movimentação do dedo polegar.....	56
FIGURA 52 - Movimentação do dedo polegar.....	56
FIGURA 53 - Ossos da mão humana (adaptado).....	57
FIGURA 54 - Análise cinemática dos dedos do conjunto A.	58
FIGURA 55 - Alojamento da bateria e do arduino na prótese.....	59
FIGURA 56 - Vistas do projeto da prótese mioelétrica.	59
FIGURA 57 - Circuito de teste 1.....	60
FIGURA 58 - Circuito de testes 2.....	61
FIGURA 59 - Circuito de testes 3.....	62
FIGURA 60 - Fluxograma da lógica de programação.....	63
FIGURA 61 - Esquema elétrico circuito final.	64
FIGURA 62 - Simulação placa de circuito impresso.....	65
FIGURA 63 - Motor GA1024-N20.....	66
FIGURA 64 - Dimensões motor GA1024-N20.....	66
FIGURA 65 - Sensor AT-04-001.	68

FIGURA 66 - Layout sensor AT-04-001.	68
FIGURA 67 - Dimensões sensor AT-04-001 (dimensões em polegadas e milímetros)...	69
FIGURA 68 - Arduino nano.	69
FIGURA 69 - Representação simplificada de um circuito em ponte H.....	70
FIGURA 70 – Conexão dos pinos CI L293D.	71
FIGURA 71 - Potenciômetro Trimpot WH-188A.	71
FIGURA 72 - Impressora 3D Makerbot Z18.	75
FIGURA 73 - Puncionadeira CNC Yawei-Nasshinbo HPI-3048.....	75
FIGURA 74 - Torno Nardini MS-205x1000.....	76
FIGURA 75 - Componentes para montagem do dedo polegar.....	77
FIGURA 76 - Montagem dedo polegar.....	78
FIGURA 77 - Componentes do mecanismo para dedo indicador.	78
FIGURA 78 - Montagem dedo indicador.	79
FIGURA 79 - Montagem conjunto dedo indicador e região palmar.....	80
FIGURA 80 - Montagem dos demais dedos na região palmar.	80
FIGURA 81 - Teste de movimentação do protótipo – abrir e fechar.	81
FIGURA 82 – Movimentos Pré-Definidos A) Movimento de pinça B) Movimento indicador.	82
FIGURA 83 - Mecanismo dedo do conjunto A – amplitude de movimentos.....	82
FIGURA 84 - Mecanismo de movimentação dedo polegar - amplitude de movimentos.	83
FIGURA 85 - Bolas Fisiobols.	84
FIGURA 86 - Acoplamento para motor a) Acoplamento que falhou; b) Acoplamento redesenhado.....	85
FIGURA 87 - Adaptação de travamento da 2º junção realizada nos dedos médio e mínimo.	86
FIGURA 88 - Encoder com estrutura danificada.	86
FIGURA 89 - Fluxograma referente a realização do comando da prótese em função de períodos de tempo para energizar os motores.	88
FIGURA 90 - Circuito eletrônico empregado no protótipo.	89
FIGURA 91 - Adaptações para os testes do protótipo.....	90
FIGURA 92 - Teste de movimentação A) Abrir a mão biônica B) Fechar a mão biônica.....	90
FIGURA 93 - Teste de movimentação A) Movimento de Pinça B) Movimento Indicador.	91

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Cronograma de Atividades	50
TABELA 2 – Amplitudes de movimentação dos dedos do protótipo.	57
TABELA 3 - Características motor GA1024-N20.....	67
TABELA 4 - Características elétricas sensor AT-04-001	68
TABELA 5 - Principais características arduino nano.	70
TABELA 6 - Propriedades mecânicas do alumínio 7075-T651.....	72
TABELA 7 - Propriedades mecânicas do aço inox AISI 304.....	73
TABELA 8 - Principais Características do PLA.....	74
TABELA 9 - Resultados do teste de velocidade.	91

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	9
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	12
	2.1 Estudo sobre a mão humana.....	12
	2.1.1 Anatomia	12
	2.1.2 Musculatura	16
	2.1.3 Sinais Mioelétricos	18
	2.2 Desenvolvimento de prótese para membro superior.....	22
	2.2.1 Evolução de próteses	22
	2.2.2 Construção de próteses.....	28
	2.2.2.1 Próteses cosméticas.....	28
	2.2.2.2 Próteses mecânicas.....	29
	2.2.2.3 Próteses mioelétricas.....	31
	2.3 Sistemas de Controle	33
	2.3.1 Sensores	34
	2.3.1.1 Sensor Potenciométrico	35
	2.3.1.2 Sensor de Corrente.....	37
	2.3.1.3 Sensor mioelétrico	38
	2.3.2 Atuadores – Motores elétricos.....	39
	2.3.2.1 Motores CA.....	41
	2.3.2.2 Motores CC.....	42
	2.3.3 Microcontroladores	44
	2.3.3.1 Arduino	45
	2.4 Tipos de Pesquisas Metodológicas.....	46
3	METODOLOGIA.....	49
	3.1 Cronograma de atividades.....	49

4	ESTUDO DE CASO.....	51
4.1	Parâmetros iniciais de projeto.....	51
4.2	Modelagem do projeto mecânico.....	53
4.3	Modelagem do projeto eletrônico.....	60
4.3.1	Componentes eletrônicos.....	65
4.3.1.1	Motor de acionamento.....	65
4.3.1.2	Sensor mioelétrico.....	67
4.3.1.3	Arduino nano.....	69
4.3.1.4	Circuito Integrado L293D.....	70
4.3.1.5	Potenciômetro.....	71
4.4	Materiais.....	72
4.4.1	Aço Inox AISI 304.....	72
4.4.2	PLA.....	73
4.5	Fabricação.....	74
4.6	Montagem.....	76
4.7	Testes.....	80
4.7.1	Testes de movimentação.....	81
4.7.2	Teste de velocidade.....	82
4.7.3	Teste de Força (bola fisiobol).....	83
4.8	Resultados.....	84
4.8.1	Testes de Movimentação.....	90
4.8.2	Teste de Velocidade.....	91
4.8.3	Testes de Força.....	92
5	CONCLUSÃO.....	93
6	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	94

1 INTRODUÇÃO

Há indícios do uso de próteses desde os primórdios da humanidade. Segundo Jacqueline Finch, pesquisadora do KNH Centre for Biomedical Egyptology (University Manchester's), arqueólogos datam para aproximadamente 950 A.C os primeiros registros de uso de próteses encontrados em território egípcio, além da descoberta de uma prótese de dedo do pé identificada em Tebas, na qual é considerado por vários especialistas como o primeiro dispositivo protético existente, conforme apresentado na Figura 1. Neste período os egípcios criavam suas próteses apenas com o intuito estético, sendo confeccionadas com uma mistura de resinas naturais de diversas fontes que proviam boa maleabilidade ao artesanato aliadas a leveza.



Fonte:<<http://news.discovery.com/history/ancient-egypt/ancient-egypt-wooden-toes-prosthetics-121002.htm>>

FIGURA 1 - Prótese egípcia de dedo polegar.

Segundo o dicionário, prótese tem as seguintes definições: Substituição de um órgão ou parte do corpo por uma peça artificial; Órgão ou parte do corpo artificial, tais como um olho ou uma perna.

Conforme dados do censo IBGE 2010, existem no Brasil mais de 13,2 milhões pessoas com alguma deficiência motora que requerem a utilização de próteses, seja por má formação congênita de algum membro, ou devido a amputações decorrentes de acidentes ou doenças.

No estágio atual de evolução tecnológica ainda não considera-se que as próteses podem substituir os membros com todas suas características estéticas e principalmente em todas suas funções fisiológicas.

A indústria de próteses está voltada significativamente para o mercado de próteses para membros inferiores, tais como, pés, pernas e joelhos, devido a estes tipos protéticos possuírem uma gama inferior de movimentos, ocasionando, geralmente, menores custos de fabricação e conseqüentemente menor valor agregado ao produto final, possibilitando sua aquisição por uma parcela maior da população, seja por meios públicos, através do Serviço Único de Saúde (SUS), instituições filantrópicas como a Associação de Assistência à Criança Deficiente (AACD) ou por meios particulares.

No entanto, as limitações tecnológicas tornam-se ainda mais evidentes quando refere-se as próteses desenvolvidas para membros superiores, devido à alta gama de complexos movimentos passíveis de realização com as mãos e braços, aliado ao baixo peso que a prótese deve ter em relação a sua capacidade de levantar e segurar cargas, além de requerer alto grau de semelhança com o membro humano, ocasionando altos investimentos para desenvolvimento e fabricação, gerando um produto final de alto custo e excludente para a grande maioria das pessoas.

Este trabalho tem como objetivo a construção de um protótipo de prótese para membro superior baseando-se como referência a mais alta tecnologia presente no mercado. Os desafios de engenharia contidos no projeto são diversos considerando todas as características preteridas ao modelo final, tais como, baixo peso associado à capacidade de levantar cargas, projeto mecânico que possibilite fidelidade nos movimentos executados quando comparado ao membro real, baixo ruído gerado pela articulação das partes e motores elétricos, fonte de energia capaz de alimentar o sistema pelo maior tempo possível, projeto eletrônico capaz de ler e interpretar pulsos mioelétricos fornecidos pelo antebraço do usuário, além de toda proteção do sistema contra intempéries do dia a dia como umidade e poeira.

Basicamente, sensores serão capazes de realizar a leitura de sinais mioelétricos (SMG) captados do antebraço do usuário, que posteriormente será amplificado e convertido em sinal digital, sendo interpretado por um microcontrolador responsável pelo acionamento dos motores para realização do movimento requerido.

Este trabalho discorre sobre as etapas necessárias para a produção de um protótipo em tamanho real de uma prótese mioelétrica para membro superior (mão biônica), baseando-se nos modelos que possuem a mais avançada tecnologia disponível hoje no mercado e visando-se à redução de custos de modo que este dispositivo possa alcançar uma parcela

maior da população, além de apresentar todo o estudo necessário em diversas áreas, tais quais, anatomia humana abrangendo os movimentos realizados pela mão, mecânica na qual tem-se a abordagem de mecanismos mecânicos, atuadores e materiais, e elétrica contemplando os sensores e a lógica de programação, sendo é claro, todo o estudo voltado para o desenvolvimento do protótipo em questão.

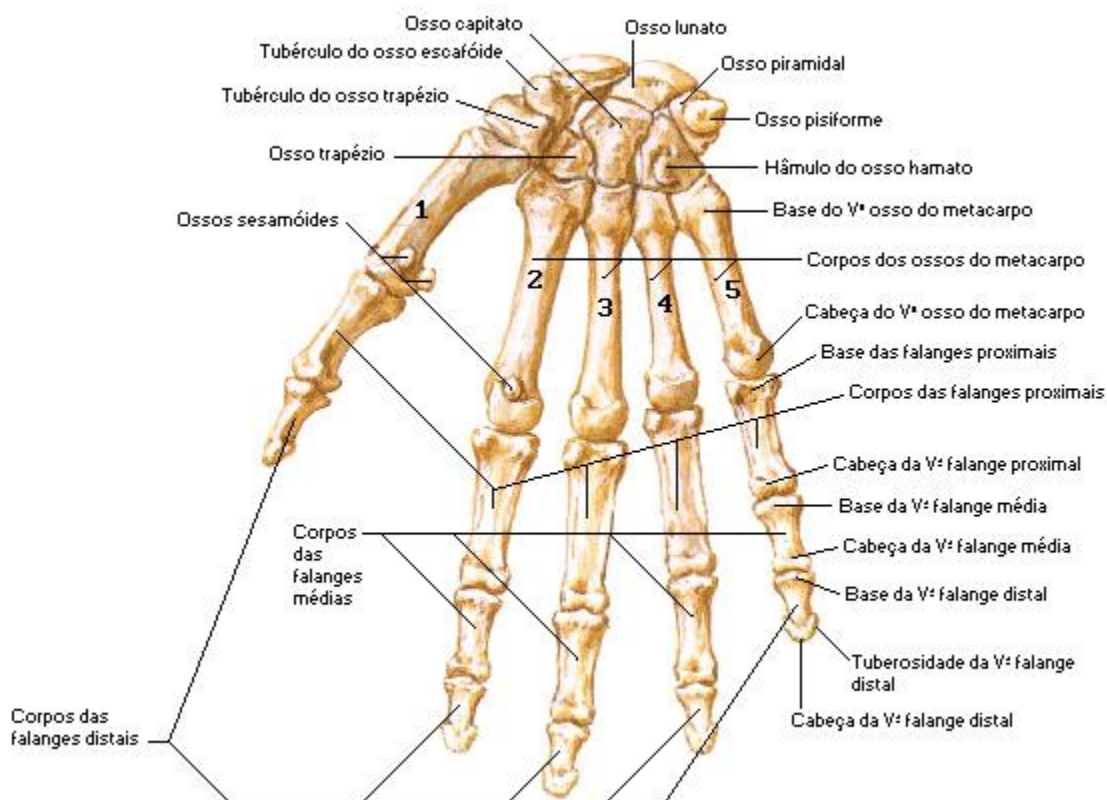
Quanto à estrutura deste trabalho, tem-se no presente capítulo 1, a introdução que aborda resumidamente o tema em discussão. No capítulo 2, discorre-se sobre a revisão bibliográfica que contém todo conteúdo estudado em diversas áreas, tais como, anatomia humana, na qual se aborda movimentos anatômicos da mão, mecânica, na qual tem-se os mecanismos e materiais, e elétrica explanando sobre sinais SMG, sensores mioelétricos atuadores e microcontroladores. Já no capítulo 3, tem-se toda a metodologia para desenvolvimento do projeto. O capítulo 4 aborda o estudo de caso. No capítulo 5 tem-se a conclusão deste trabalho.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Estudo sobre a mão humana

2.1.1 Anatomia

Segundo Gilroy (2008) na anatomia humana da mão existem 27 ossos que atuam em conjunto com 40 músculos posicionados na extremidade do membro superior, ou seja, existe uma interdependência entre eles para que todo o mecanismo funcione com a destreza esperada. O agrupamento de ossos da mão é dividido em três estruturas distintas, sendo elas o carpo constituído por 8 ossos que constitui o pulso, metacarpo que possui 5 ossos que representam a palma da mão e as falanges que totalizam 14 ossos, estes responsáveis pelos dedos. Na figura 2 tem-se a representação esquemática da estrutura de uma mão humana.

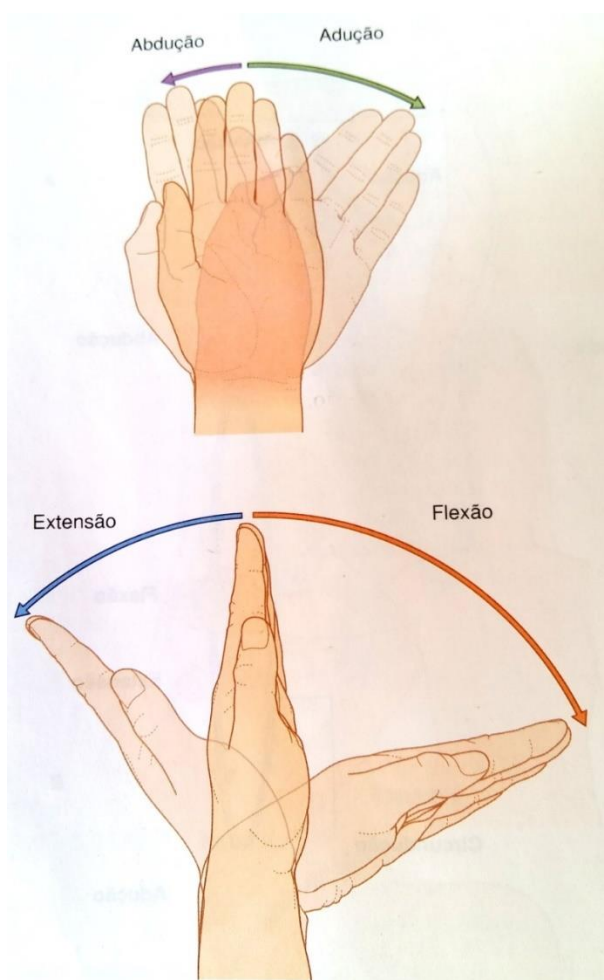


Fonte: NETTER (2000).

FIGURA 2 - Estrutura óssea da mão humana.

De acordo com Drake, Mitchel e Vogl (2005) em sua configuração de repouso os dedos se posicionam em forma de uma arcada fletida, com o dedo mínimo flexionado e o indicador menos fletido. Na posição anatômica os dedos estão todos estendidos. Este arranjo de ossos permite ao sistema possuir 22 graus de liberdade ao redor do espaço em que se encontra, adicionamos ainda a pele que recobre toda a superfície com função de proteção e acrescentando a sensibilidade ao toque através de receptores e nervos, que se comunicam com o cérebro através do sistema nervoso.

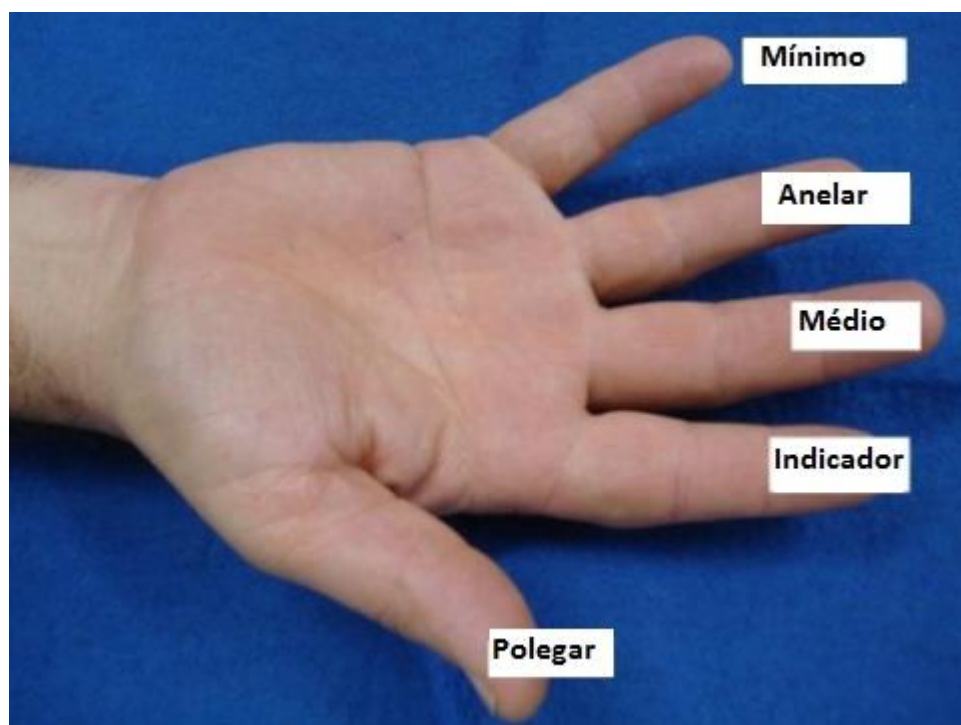
Segundo Drake, Mitchel e Vogl (2005) as características construtivas da mão permitem que o pulso possa articular-se de diversas maneiras fazendo com que o restante do conjunto pertencente a este órgão se movimente de maneira passiva. Os movimentos produzidos pelo pulso são de abdução, adução, flexão e extensão (conforme Figura 3). Estes movimentos combinados com o ombro, braço e antebraço permitem ampla gama de posições em relação ao corpo.



Fonte: DRAKE (2005).

FIGURA 3 - Movimentos da mão humana.

Os cinco dedos da mão são denominados de polegar, indicador, médio, anelar e mínimo conforme apresentado na Figura 4.



Fonte: Polis (2009).

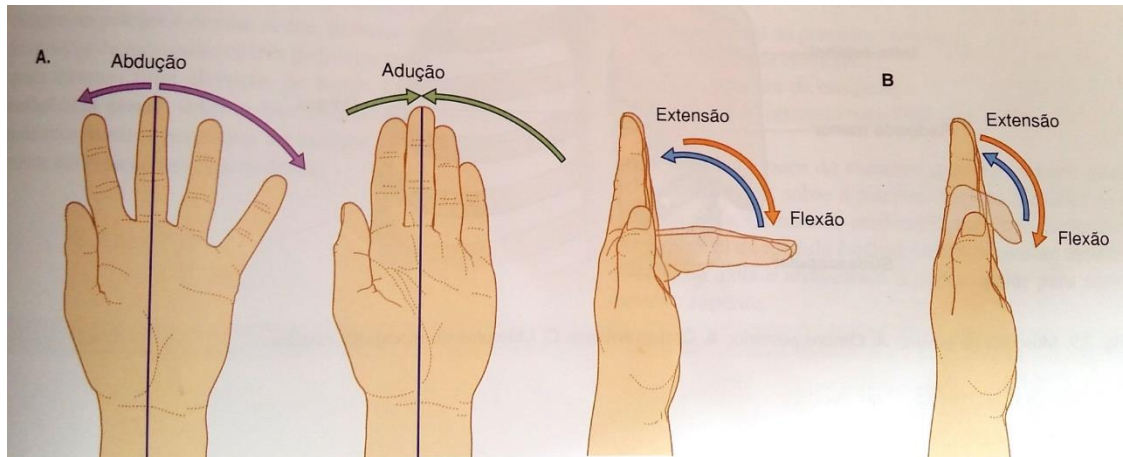
FIGURA 4 - Nomenclatura dos dedos da mão humana.

De acordo com Drake, Mitchel e Vogl (2005) os dedos se movimentam em pequenas porções devido às articulações entre os ossos carpais, que pela limitação, trabalham em conjunto como uma única unidade. Já os ossos metacarpais, um para cada dedo, representam a estrutura esquelética da palma e da região dorsal da mão, estes por sua vez são interconectados por ligamentos espessos, o que resulta na baixa liberdade dos dedos, exceto o polegar que não possui ligação metacarpal com o dedo indicador juntamente com a articulação selar biaxial entre os ossos metacarpal e carpal do polegar que permitem ao mesmo uma liberdade superior aos outros dedos.

Os dedos são constituídos por falanges, sendo duas para o polegar e três para os demais dedos, e devido a esta característica construtiva os mesmos possuem movimentos metacarpofalângicos e interfalângicos.

Os movimentos metacarpofalângicos são articulações entre as extremidades dos ossos metacarpais e as falanges, permitindo movimentos de abdução, adução, extensão e flexão. A abdução e adução dos dedos são movimentos que tem como origem uma linha imaginária passando através do centro do dedo médio, na qual em posição anatômica esta

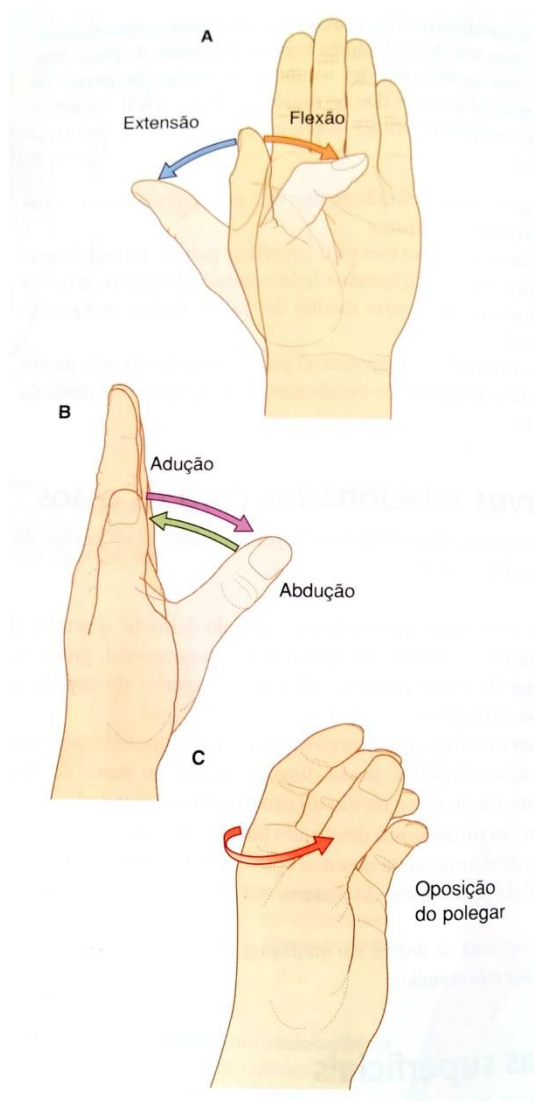
linha forma um ângulo de 90° em relação ao polegar (Figura 5-a). Já as articulações interfalângicas são constituídas pela junção da extremidade das falanges médias e das distais permitindo apenas o movimento de extensão e flexão (Figura 5-b).



Fonte: Drake (2005).

FIGURA 5 - Movimentos dos dedos da mão humana.

Para Drake, Mitchel e Vogl (2005), o polegar por não possuir ligação metacarpal com os demais dedos se posiciona em ângulo reto em relação aos restantes, fazendo com que seu movimento seja realizado de forma diferente. No movimento de flexão, o polegar é tracionado através da região palmar (conforme Figura 6-A). Já na abdução, o mesmo é afastado dos demais dedos (conforme Figura 6-B) com posicionamento em ângulo reto em relação à região da palma da mão. A rotação do metacarpal correspondente é necessária para posicionar o polegar frontalmente aos demais dedos (conforme Figura 6-C), na qual são posições fundamentais para que o membro desempenhe suas funções normalmente.



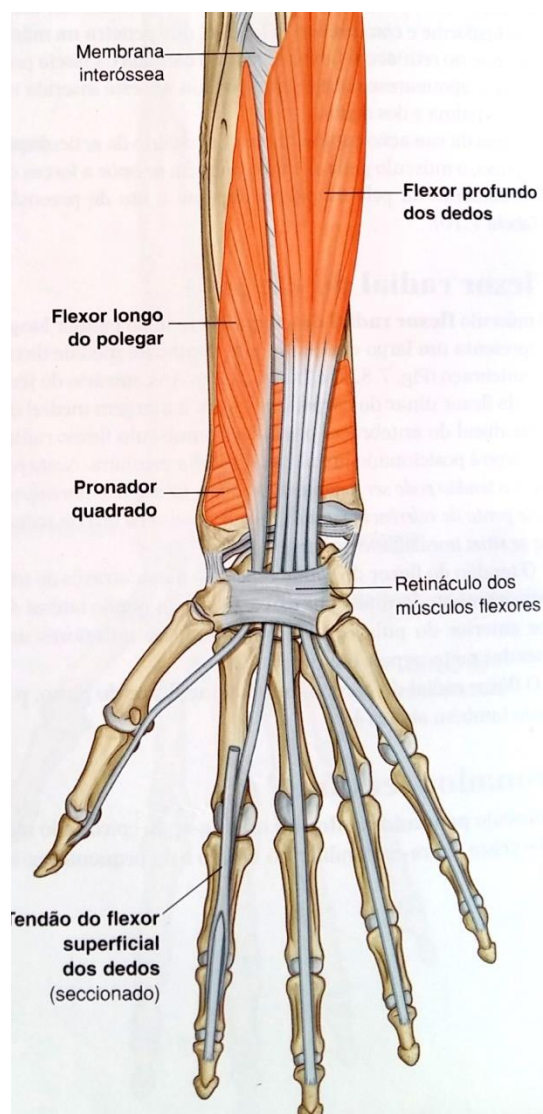
Fonte: Drake (2005)

FIGURA 6 - Movimentos do polegar da mão humana.

2.1.2 Musculatura

A mão humana como ferramenta sensorial de uso constante possui funções diversas como segurar e manipular objetos de formas e pesos distintos. Na realização de tais ações são executados todos os movimentos descritos anteriormente como flexão e extensão dos dedos dependendo da ação desejada. Neste momento, os músculos intrínsecos que se originam nos ossos do carpo e metacarpo e se inserem nas falanges, atuam para gerar deslocamentos delicados e precisos dos dedos além de modificar a força produzida pelos

tendões que ramificam-se do antebraço com destino a cada um dos cinco dedos como é demonstrado na Figura 7.



Fonte: Drake (2005).

FIGURA 7 - Estrutura muscular do antebraço até a mão humana.

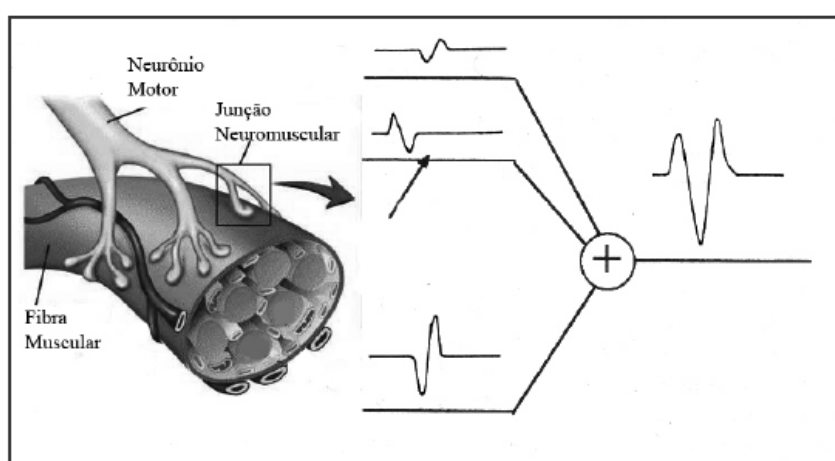
Segundo Drake, Mitchel e Vogl (2005) na região do polegar, mais precisamente na lateral da palma estão incluídos pequenos músculos tênares, os quais constituem a eminência tênar, que se caracteriza pela elevação de tecido frouxo sobre a região. Este agrupamento de músculos tenares permite ao polegar seu movimento livre e independente em relação aos outros dedos.

2.1.3 Sinais Mioelétricos

O sistema nervoso é responsável pela transmissão de informações para o controle de nosso organismo. Para realizar este trabalho, o sistema nervoso reúne informações sensoriais oriundas de todas as partes do corpo provenientes das terminações neurais. A mais importante função deste sistema é viabilizar as atividades do corpo através do controle da contração muscular em conjunto com o apoio estrutural e articulações do esqueleto humano.

A contração muscular é controlada através dos nervos constituídos por axônios cujo a função é controlar um grupo de fibras musculares. O axônio é um prolongamento da célula nervosa na qual transmite-se o influxo nervoso. Denomina-se de unidade motora o axônio e as fibras musculares que o mesmo controla.

Segundo Ortolan (2000 apud Camargo, 2008 p.17) “sinal mioelétrico acontece quando um potencial de ação chega ao terminal do axônio do neurônio motor e ocorre a liberação de acetilcolina. Isso faz com que a membrana muscular se torne mais permeável a íons de sódio (Na^+). O aumento repentino da quantidade desses íons no músculo gera um potencial de ação muscular que se propaga na membrana da fibra muscular nas duas direções do músculo, despolariza a membrana da fibra muscular e também penetra profundamente no seu interior. O resultado da soma algébrica dos potenciais de ação de todas as fibras da unidade motora é chamado de potencial de ação da unidade motora denominada MUAP (*Motor Unit Action Potencial*)”. Na Figura 8, observa-se justamente a formação da MUAP.

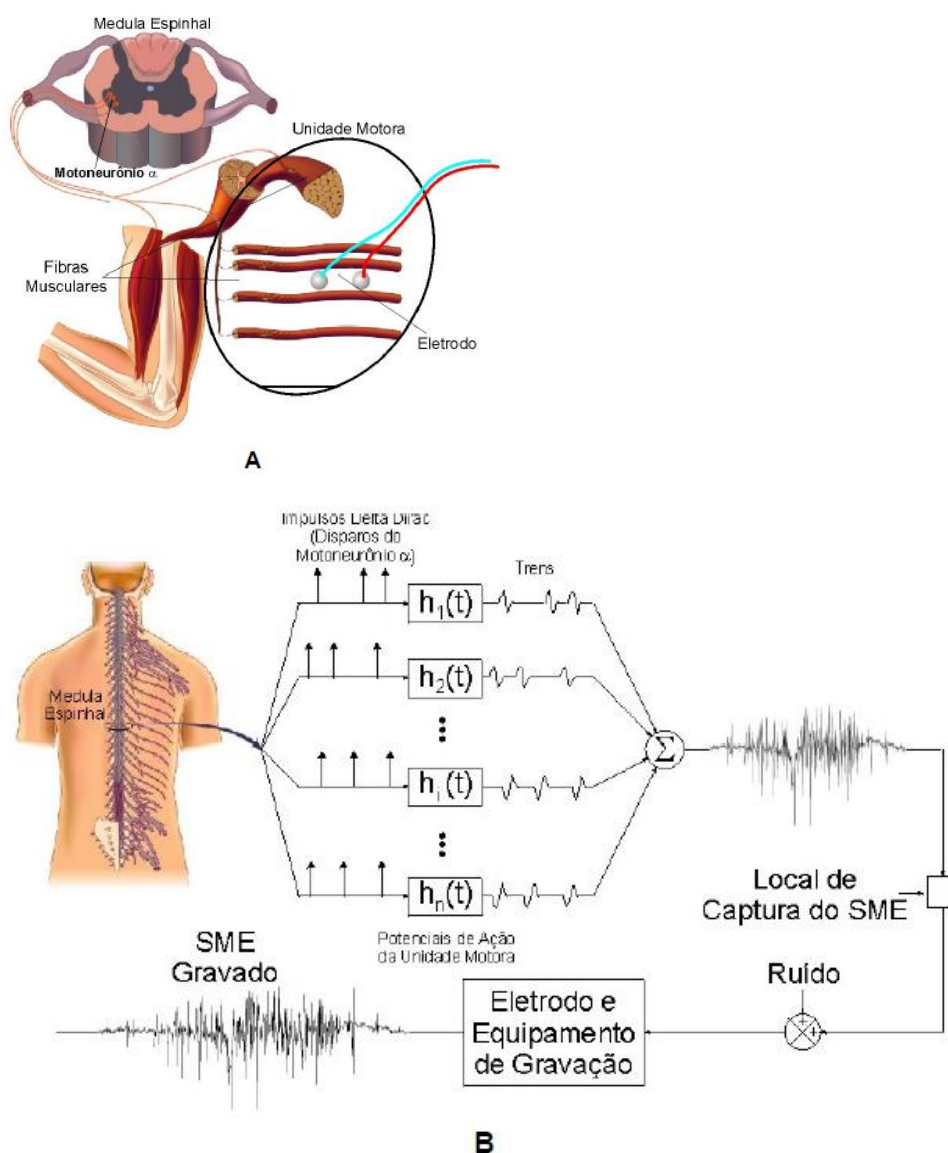


Fonte: Camargo (2008).

FIGURA 8 - Diagrama de geração de uma MUAP.

Segundo Ortolan (2000 apud Camargo, 2008 p.18) “a duração da MUAP é de aproximadamente 2 a 10 ms, com amplitude na faixa de 10 μV a 2 mV e banda de frequência

de 5 Hz a 10 Hz. Pelo fato da MUAP ter um período relativamente pequeno, as unidades motoras devem ser ativadas para que possa sustentar uma contração muscular por períodos maiores de tempo. Essa sequência de MUAPs é denominada de trem de potencial de ação da unidade motora, MUAPT (*Motor Unit Action Potential Train*). As MUAPT ao percorrer a fibra muscular geram um campo eletromagnético nas redondezas da fibra. Um eletrodo localizado dentro desse campo é capaz de detectar o potencial elétrico referente a uma contração muscular que é chamada de sinal mioelétrico (SME)”. O somatório das MUAPTs gera o SME resultante devido às diversas unidades motoras envolvidas para manutenção e ativação da contração muscular conforme apresentado na Figura 9.



Fonte: Cunha (2002).

FIGURA 9 - Representação esquemática da SME. a) Aspecto anatômico. b) Modelo fisiológico e instrumentação.

A palavra mioelétrica é composta por mio originaria de “mys” que se refere a músculo na linguagem grega e de elétrico referente à eletricidade. Portanto, sinal mioelétrico é a atividade elétrica produzida pela contração muscular, podendo ser utilizado em diversos sistemas de reabilitação como sinal de controle, tal como em prótese para membro superior.

Para o funcionamento de uma prótese mioelétrica, os sinais mioelétricos devem ser captados e posteriormente tratados permitindo-se assim controlar o dispositivo. A captação dos sinais mioelétricos é função do componente denominado de eletrodo. Basicamente existem dois tipos de eletrodos, os invasivos e não invasivos.

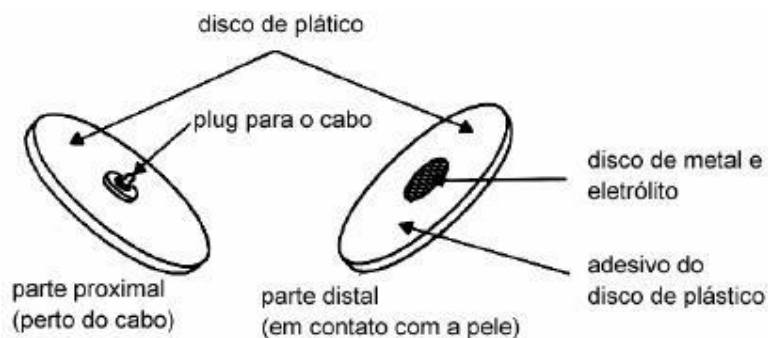
Segundo Webster (1998, apud Cunha, 2002 p.15), “eletrodos invasivos (de fio ou agulha) são capazes de detectar o potencial de ação de uma única unidade motora, maiores amplitudes e espectro de potência mais amplo com frequência de 10 kHz”. Contudo, segundo Barmagian & De Luca (1985, apud Cunha, 2002 p.16) “estes eletrodos apresentam vários inconvenientes, como a necessidade de excelente esterilização, o perigo de quebra dos fios dentro do músculo e sobretudo o desconforto do paciente”. Na figura 10 tem-se alguns exemplos de eletrodos invasivos.



Fonte: Vidal (2008).

FIGURA 10 - Exemplo de eletrodos invasivos.

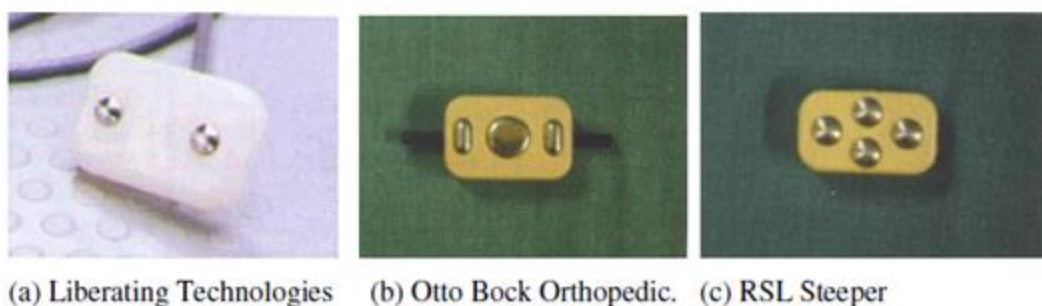
Os eletrodos não invasivos (de superfície) além de não apresentarem os inconvenientes dos eletrodos invasivos, o sinal captado apresenta frequência de até 500 Hz e amplitude entre 50 μ V e 5 mV dependendo do músculo analisado e configuração do eletrodo utilizado. A Figura 11 apresenta um eletrodo não invasivo descartável.



Fonte: Vidal (2008).

FIGURA 11 - Eletrodo não invasivo descartável.

Os denominados “mioeletrodos” comerciais são a junção do eletrodo e do amplificador em um único dispositivo, podendo até incluir um circuito de processamento. Na Figura 12 tem-se os principais “mioeletrodos” comerciais e seus fabricantes.



(a) Liberating Technologies (b) Otto Bock Orthopedic. (c) RSL Steeper

Fonte: Vidal (2008).

FIGURA 12 - Principais “mioeletrodos” e seus respectivos fabricantes.

Os eletrodos de captação geralmente são compostos por duas barras de prata/cloreto de prata dispostas paralelamente entre si.

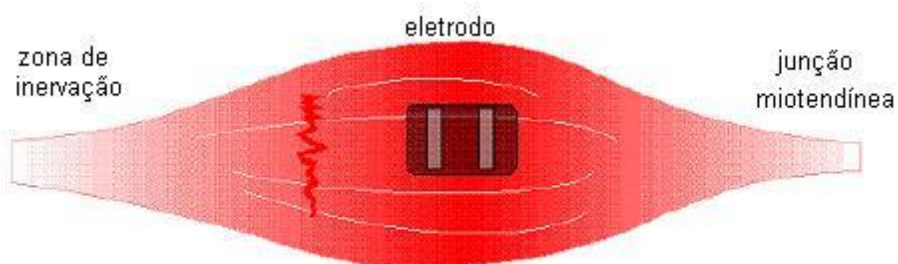
Para a captação dos sinais mioelétricos são necessários três eletrodos. Dois desses eletrodos são fixados entre o ponto motor e o tendão de inserção do músculo. O terceiro eletrodo deve ser localizado em uma região sem músculos para não interferir na aquisição, conforme apresentado na Figura 13.



Fonte: Cunha (2002).

FIGURA 13 - Configuração esquemática de posição dos eletrodos (adaptado).

Os eletrodos de captação devem estar alinhados paralelamente ao comprimento da fibra muscular conforme Figura 14.



Fonte: Vidal (2008).

FIGURA 14 - Posição do eletrodo.

Após a captação dos sinais mioelétricos, os mesmos devem ser tratados analogicamente através de amplificação e filtragem, obtendo assim qualidade superior e adequação para o processamento e utilização na prótese mioelétrica.

2.2 Desenvolvimento de prótese para membro superior

2.2.1 Evolução de próteses

A necessidade do ser humano em conseguir suprir a falta de um membro tem sido a responsável pela criação das próteses, sendo desde cunho estético até dispositivos com a finalidade de realizar atividades que antes não eram possíveis com a ausência do membro.

Pode-se apontar como sendo a prótese mais antiga já documentada, o dispositivo utilizado por uma múmia encontrada pelos pesquisadores do Cairo, Egito. Trata-se de uma prótese fixada em uma múmia egípcia, onde estudos apontam para algo em aproximadamente 3.000 anos atrás, confeccionada em madeira e ligada ao corpo por tiras de couro (conforme Figura 15). Sendo assim, pode-se estimar que mesmo com recursos básicos, o homem já procurava meios de realizar a confecção de dispositivos protéticos (CLEMENTS, 2008).



Fonte: Kenneth Garret

FIGURA 15 - Prótese encontrada há 3000 anos.

Avanços neste campo só foram possíveis quase 2000 mil anos após essa época, no período da Idade Média, mais precisamente na Idade das Trevas. Estes avanços ocorreram em função do elevado número de guerras existentes neste período na qual era comum a presença de nobres, que muitas vezes se feriam nos combates e perdiam membros do corpo, assim, proviam do investimento necessário para a confecção de próteses com qualidade superior. Estes componentes eram usualmente fabricados de metal e não apresentavam alta funcionalidade, ou seja, possuíam movimentos limitados devido ao peso, mas de extrema utilidade em tempos de batalhas, conforme apresentado na Figura 16 (WILLIAN, 2015).



Fonte: Museu de Londres.

FIGURA 16 - Prótese utilizada durante a Idade Média.

Entre a Idade Média e a Idade Moderna pode-se apontar o uso diferenciado das próteses, que começaram a valorizar a sua funcionalidade em relação à aparência, na qual surgiu um dos mais conhecidos dispositivos protéticos utilizados, o gancho. O uso de ganchos por pessoas que perderam as mãos se deu pelo fator de funcionalidade, já que uma mão metálica ou confeccionada por algum outro material não permitia mobilidade necessária requerida para atividades cotidianas, além de possuir um custo mais acessível para os indivíduos ocasionando em grande disseminação deste dispositivo (CLEMENTS, 2008).

Existiram avanços isolados na parte de desenvolvimento das próteses. A mais relevante se deu a partir da guerra civil americana, devido a medicina nesta época encontrava-se em um patamar elevado na qual já realizava-se processos de amputação e recuperação de pacientes que haviam perdido algum membro, além dos avanços relacionados à mecânica representado por dispositivos de bloqueio e cintos de fixação, o que revolucionou os dispositivos protéticos. Um exemplo é o caso de James Edward Hanger, na qual foi um veterano da guerra que acabou perdendo uma de suas pernas devido a um ferimento. Com sua mobilidade afetada e visto que as próteses presentes no mercado não eram confortáveis e apresentavam privações para o deslocamento, James desenvolveu um novo tipo de dispositivo, este contendo juntas mecânicas que permitiam mobilidade superior para a época e fundou uma empresa direcionada para a confecção de próteses que está presente no mercado atualmente denominada de J.E. Hanger (LIVELY, 2013; WILLIAM, 2015).

Na Figura 17, tem-se a prótese desenvolvida por James Edward Hanger.



Fonte:< http://www.englishsalvage.co.uk/vintage-j-e-hanger-patent-prosthetic-leg-1945_item_18517>.

FIGURA 17 - Prótese para membro inferior criada por James Hanger,

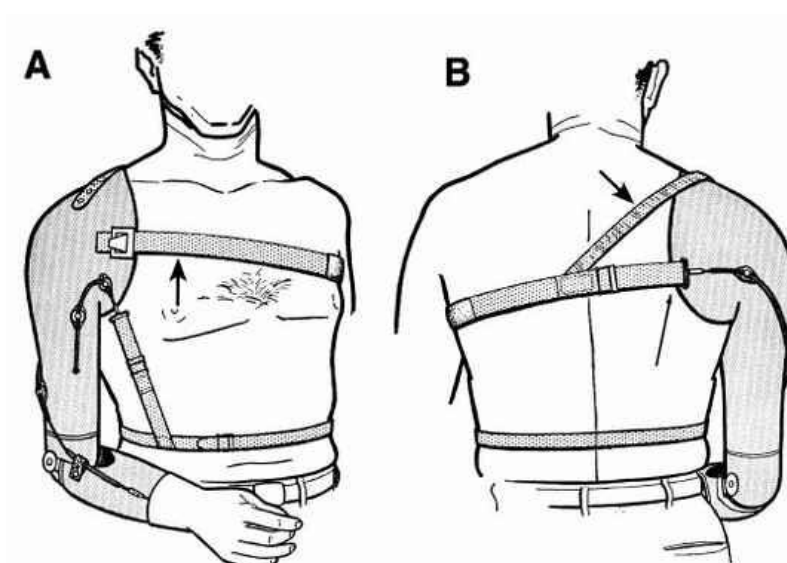
O avanço na produção de próteses no século XX só foi possível graças às experiências adquiridas com projetos anteriores, como o de James Hanger. O estudo de mecanismos possibilitou desenvolver tipos diferentes de próteses direcionadas a atividades até então não praticadas anteriormente, sendo assim, foram criados membros específicos para atividades de trabalho, como dispositivos de membros superiores. Na Figura 18 tem-se como exemplo uma prótese de membro superior adaptada à utilização de uma ferramenta de trabalho.



Fonte: National Museum of Health and Medicine CC.

FIGURA 18 - Exemplo de prótese para membro superior adaptada ao trabalho.

A partir deste momento começou a priorizar a parte de controle da prótese, uma vez que a tecnologia da época permitia realizar movimentos básicos, como o de pinça amplamente utilizado para pegar objetos, apenas através de mecanismos de cabos apresentado na Figura 19.

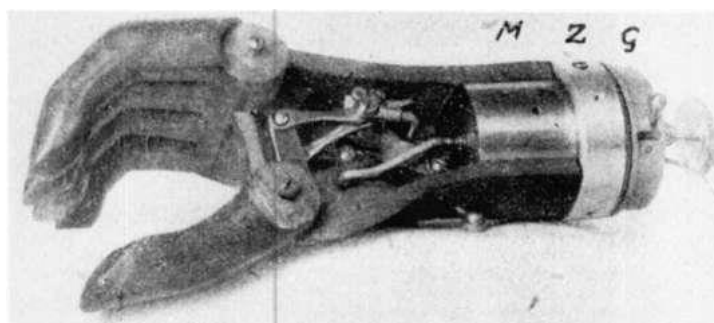


Fonte: Pursley (1955).

FIGURA 19 - Mecanismo utilizado para obter movimentação da mão.

Segundo Pudullski (1969, apud Polis, 2009 p.7), “visto a complexidade necessária para realizar um movimento simples, surgiu então à iniciativa de estudos como o de Reinhold Reiter, um estudante de física da Universidade de Munique, estudos estes que foram à base para o desenvolvimento do controle das próteses que utilizadas atualmente”. Os estudos de Reiter foram baseados na utilização de controles mioelétricos, ou seja, a utilização de sinais emitidos pela contração muscular, portanto, um método alternativo de controle que dispensava a utilização de cabos acionadores para realizar movimentos. Contudo, as limitações tecnológicas ainda não permitiam extrair movimentos precisos, sem contar a falta de fontes externas e portáteis de energia.

Os primeiros estudos com a tecnologia mioelétrica foram realizados a partir de uma prótese confeccionada em madeira que possuía as funcionalidades de abrir e fechar a mão, em função de pulsos elétricos emitidos pelos músculos (conforme Figura 20).



Fonte:<<http://www.oandplibrary.org>>

FIGURA 20 - Prótese mioelétrica desenvolvida por Reiter.

Segundo Pudullski (1969, apud Polis, 2009 p.7), posteriormente, “pesquisadores adotaram o sistema de controle mioelétrico descoberto por Reiter juntamente com as tecnologias da época como baterias e motores de menores dimensões para adoção em próteses mais elaboradas”, mas mesmo assim o aporte tecnológico não havia evoluído o suficiente dificultando o acesso a esses novos dispositivos.

Atualmente, o grande desenvolvimento tecnológico das próteses está atrelado aos avanços em diversas áreas, como a de materiais devido ao surgimento de compostos de baixa densidade e elevada resistência, métodos de fabricação desde melhorias em processos de usinagem até em novas tecnologias como a impressão 3D que possibilita obter peças com enorme complexidade geométrica, além de sistema de controle e miniaturização de componentes como motores e sensores.

O controle mioelétrico revolucionou o conceito de prótese, pois permitiu o comando preciso do membro, acarretou na diminuição em tamanho do dispositivo já que possibilitou reduzir o número de componentes utilizados e viabilizou assim a agregar em um único produto

as características mais desejadas por usuários de próteses, que são os movimentos precisos e aspectos visuais iguais ao membro humano.

Na Figura 21, tem-se a prótese i-Limb Hand da empresa Touch Bionics na qual é considerada uma das mais avançadas disponíveis no mercado atualmente.



Fonte: <<http://www.georgiaprosthetics.com>>

FIGURA 21 - Prótese i-Limb Hand

2.2.2 Construção de próteses

Próteses são dispositivos que podem ser construídos de diversas formas e possuir diversos objetivos finais permitindo ao usuário a decisão de sua utilização, podendo ser apenas como substituto cosmético, ou um dispositivo mecânico que possui algumas funções básicas e limitadas para o uso diário, abrangendo até próteses mioelétricas que concedem movimentos diversos possibilitando recuperar assim boa parte das características originais do membro.

2.2.2.1 *Próteses cosméticas*

São próteses presente no mercado há muitos anos devido a sua simplicidade de fabricação e baixo nível tecnológico embarcado acarretando valores acessíveis aos usuários. Próteses cosméticas são produzidas em sua maioria em silicone, material que tem como principais propriedades a leveza, excelente resistência à ruptura, fácil higienização além de

ser inofensiva a pele do usuário (Ottobock, 2016). Devido ao silicone ser um material maleável, a prótese é moldada sob medida respeitando as características físicas e o tom de pele do portador, tendendo-se a aproximar ao máximo em relação ao componente amputado, dificultando assim a identificação da prótese apenas pela visão, ocasionando no elevado grau de aceitação do usuário. Esta técnica também é muito utilizada em casos na qual ocorreu perda parcial do membro e sua mobilidade não foi totalmente afetada. A Figura 22 apresenta alguns exemplos de próteses cosméticas confeccionadas em silicone pela empresa Ottobock.



Fonte: <<http://www.ottobock.com.br>>.

FIGURA 22 - Próteses em silicone (Ottobock).

2.2.2.2 Próteses mecânicas

Próteses mecânicas contêm como característica a restauração de alguma funcionalidade ao portador, utilizam a energia do corpo do próprio paciente para a realização dos movimentos, sendo mais comum a instalação no membro residual e na cintura para controlar cabos que são os responsáveis pela movimentação das articulações protéticas (Ottobock, 2016).

O sistema mais comumente encontrado em próteses desta categoria são mecanismos que permitem que o sistema seja posicionado em forma de pinça, movimento muito comum em atividades cotidianas para segurar objetos.

A Figura 23 exemplifica este sistema demonstrando a tecnologia desenvolvida pela companhia norte americana RSL Steeper.



Fonte: RSL Steeper.

FIGURA 23 - Prótese Mecânica (RSL Steeper).

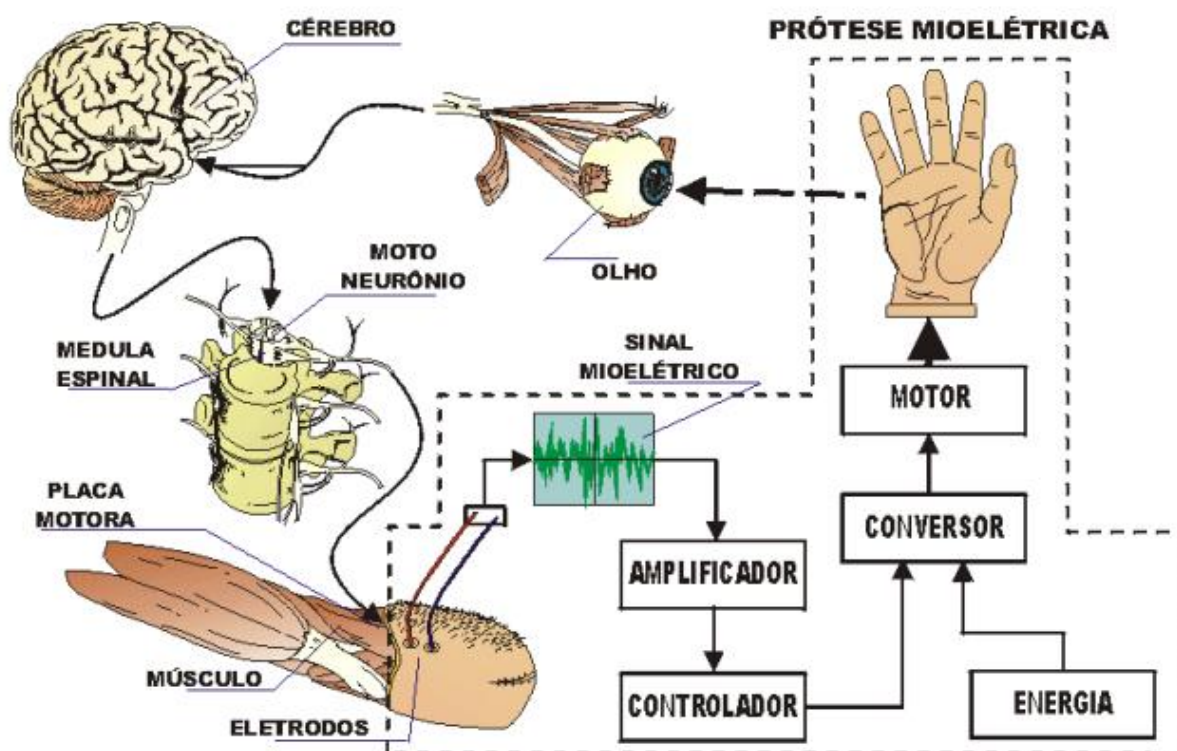
Há ainda neste sistema alguns modos distintos de operação, ficando a cargo do usuário escolher o que mais lhe agrada. Pode-se optar pelo mecanismo controlado por cabo acoplado ao ombro do usuário de modo que o cabo é responsável pelo acionamento da articulação. Pode-se optar pelo mecanismo que tem como principal elemento uma mola de tração que quando acionada é capaz de fornecer força necessária ao mecanismo responsável pela articulação da pinça de modo segurar objetos. A estrutura interna é confeccionada em alumínio aeroespacial de alta resistência e sua parte externa é moldada em PVC ou silicone em 19 tonalidades diferentes, garantindo assim boa aparência a prótese (Steeper, 2016).

Este sistema também possui como vantagem a fácil adaptação para diferentes biótipos, sendo facilmente adaptada para uso em crianças, adolescentes ou adultos. Atualmente a Steeper disponibiliza em seu catálogo 8 tamanhos diferentes de próteses, tornando mais fácil a aquisição por parte dos pacientes em diversas etapas da vida.

2.2.2.3 Próteses mioelétricas

As próteses com tecnologia mioelétrica são as mais modernas encontradas no mercado atualmente. A alimentação deste dispositivo é realizada por uma fonte de energia externa ao corpo. O controle é realizado através da contração dos músculos que é capaz de gerar pulsos elétricos que são usados como sistema de controle (Ottobock, 2016).

Basicamente, a prótese mioelétrica funciona através de impulsos elétricos gerados pelo cérebro que são recebidos pelo músculo. O sinal mioelétrico é captado na região muscular e tratado de forma a adequar o mesmo para o acionamento do mecanismo de movimentação da prótese, conforme Figura 24.



Fonte: Cunha (1999).

FIGURA 24 - Esquema de funcionamento de uma prótese mioelétrica.

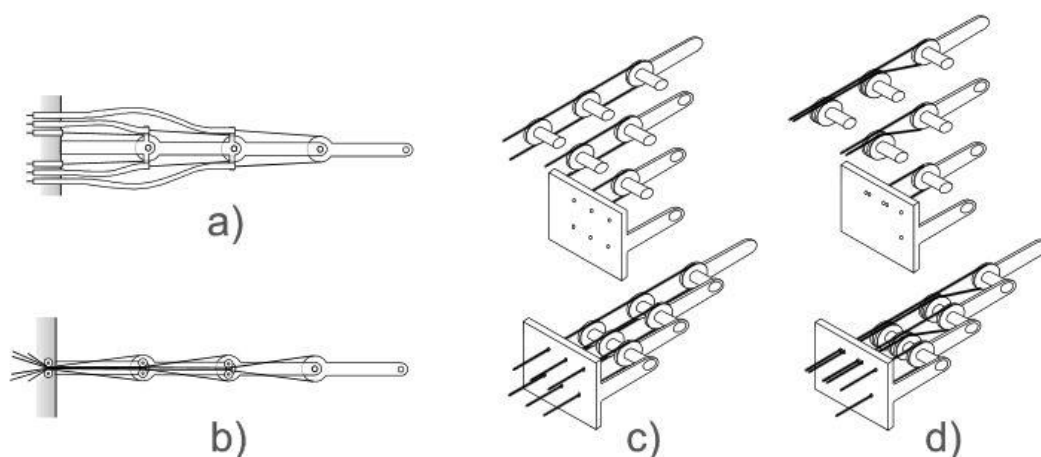
Na Figura 25, tem-se a prótese mioelétrica produzida pela empresa Ottobock.



Fonte:<<http://www.ottobock.com.br>>

FIGURA 25 - Prótese mioelétrica da empresa Ottobock.

Por se tratar de um sistema que tem em sua essência a robótica, existem diversas formas de desenvolver o mecanismo na qual a finalidade é resultar em movimentos similares aos do membro humano, ficando assim a cargo do projetista a determinação do sistema a ser utilizado. É notável que os métodos mais utilizados são os que utilizam transmissões por cabos e polias, devido às semelhanças destes mecanismos em relação à anatomia humana representada respectivamente pelos tendões e juntas. Na Figura 26, se observa quatro sistemas distintos no qual são usados cabos e polias para simular os movimentos de extensão e flexão das falanges. O ideal é a utilização de um conjunto de polias por articulação para que a cinemática do movimento seja correspondente ao real.



Fonte: Yoshinada (1993).

FIGURA 26 - Mecanismos de próteses mioelétricas.

Segundo Yoshinada (1993, apud Cunha 1999, p. 32) pode-se observar na Figura 26-a e 26-b a utilização de peças mecânicas para guiar os cabos até a base do movimento, o que ocasiona como vantagem a redução de peso já que a quantidade de peças em movimento é consideravelmente reduzida, além do posicionamento do atuador ser realizado remotamente a junta. No entanto ocorre o aumento do atrito devido à dificuldade imposta ao deslizamento do cabo, que se agrava consideravelmente quando a força de tração nos cabos é aumentada. Outra desvantagem deste método é a necessidade de utilização de dois cabos para que o movimento de extensão e flexão possam ser realizados completamente, justamente porque em cabos são empregados movimentos de tração, não podendo assim um componente realizar as duas operações.

Segundo Yoshinada (1993, apud Cunha 1999, p.32), as Figuras 26-c e 26-d demonstram mecanismos que possuem as mesmas características demonstradas anteriormente, mas com alguns benefícios, como a redução do módulo da força de tração nos cabos pela forma como estes componentes são posicionados em cada junta, sendo que nesta configuração, para um mecanismo com n graus de liberdade deve possuir um n número de cabos. Neste sistema como não há peças mecânicas guiando os cabos e a pré-tensão nos mesmos não afetará os movimentos, é recomendado a utilização de atuadores que possuam a característica de reversão de sentido para cada grau de liberdade pretendido.

2.3 Sistemas de Controle

Controlar um sistema de natureza diversa empregado desde o ramo doméstico até o ramo industrial ocasiona em vários benefícios tais como, manter as condições desejadas (condições de controle), aumento de produtividade e aumento do nível de segurança do sistema.

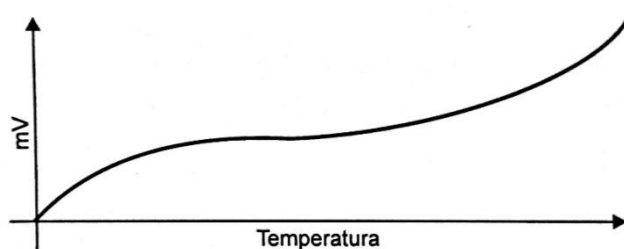
O objetivo da automação de sistemas industriais, comerciais e residenciais é determinar as condições (ou variáveis) dos mesmos. É exatamente neste ponto em que é necessário a presença de alguns dispositivos de controle, como os sensores, na qual a finalidade é obter valores das variáveis físicas como temperatura, pressão, luminosidade entre outros, do ambiente a ser monitorado.

Os principais elementos que interferem e verificam o ambiente estudado são os denominados atuadores e sensores.

2.3.1 Sensores

Segundo Thomazini (2005, p.17) “sensores são dispositivos sensíveis a alguma forma de energia do ambiente que pode ser luminosa, térmica, cinética, relacionando informações sobre uma grandeza que precisa ser medida, por exemplo, temperatura, pressão, velocidade, corrente, aceleração e posição”.

Basicamente pode-se classificar os sensores quanto a sua forma de operação em analógicos e digitais. Os sensores analógicos geram respostas elétricas que variam ao longo do tempo dentro de uma faixa de valores de atuação, contidos na faixa de operação (range) destes componentes, conforme apresentado na Figura 27. Já os sensores digitais, podem assumir apenas dois valores para saída ao longo do tempo, adotando a forma binária (0 ou 1), conforme apresentado na Figura 28.



Fonte: Thomazini (2005).

FIGURA 27 - Gráfico de representação de saída analógica.

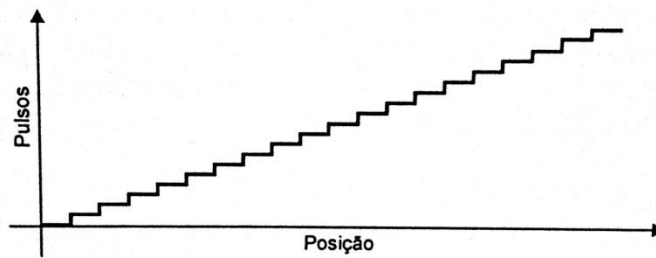


FIGURA 28 - Gráfico de representação de saída digital.

Fonte: Thomazini (2005).

As saídas dos sensores são passíveis de conversão. Existe conversor de saída analógico – digital, que transforma a saída de sinal analógico para uma saída de sinal digital, além do conversor digital – analógico, que transforma a saída de sinal digital para uma saída de sinal analógico. Na Figura 29, tem-se a linearização das saídas analógica e digital. Nota-se que quando a conversão ocorre tem-se a perda de parte do sinal e pequenas distorções.

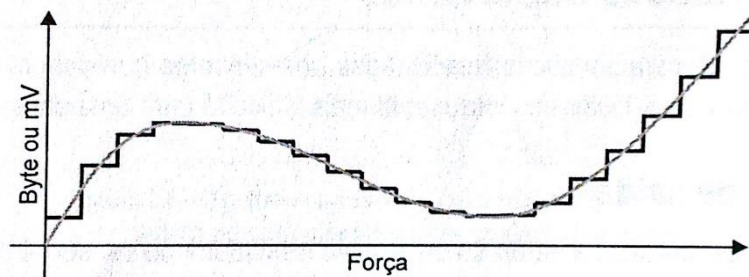


FIGURA 29 - Gráfico de representação de linearização de pontos.

Fonte: Thomazini (2005).

Repentinamente, os termos sensor e transdutor são utilizados de forma aleatória para especificar um ou outro dispositivo, todavia, existe uma diferença entre eles. O termo transdutor refere-se ao dispositivo completo na qual está incluso o sensor e todos os outros circuitos de interface necessários para utilizar este componente em uma aplicação industrial, na qual a finalidade é a transformação de grandezas físicas em grandezas elétricas.

2.3.1.1 Sensor Potenciométrico

Segundo Thomazini (2005, p.53) “potenciômetros lineares são sensores que produzem uma resistência proporcional ao deslocamento ou posição. O elemento resistência

é alimentado por uma tensão DC ou AC e a tensão de saída é idealmente uma função linear do deslocamento”.

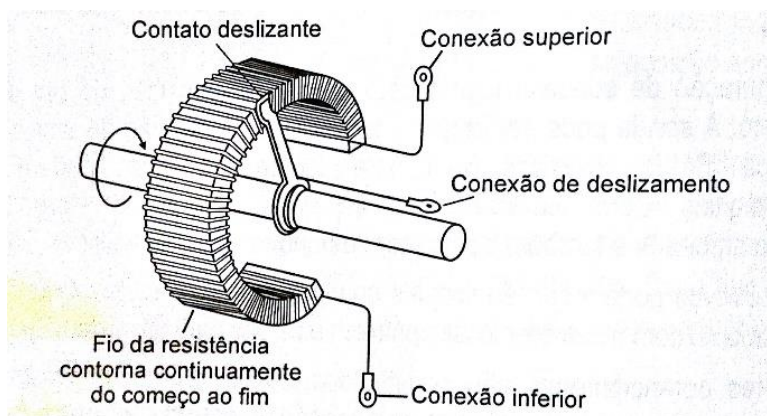
Os potenciômetros são transdutores constituído de resistores variáveis de três contatos que permitem alterar mecanicamente sua resistência elétrica. Basicamente, dois contatos são conectados nas extremidades do resistor, ocasionando em um valor fixo de resistência entre estes dois terminais. Um terceiro contato é conectado a um posicionador que se move ao longo do resistor, ocasionando a variação de resistência elétrica.

O sensor potenciométrico pode ser linear ou angular, na qual converte o deslocamento linear ou angular em variação de resistência. Este componente eletrônico gera uma resistência ao fluxo de corrente elétrica que circula pelo mesmo, sendo similar a um resistor, mas diferenciando-se pelo fato de possuir sua resistência variável. Na Figura 30 tem-se um exemplo potenciômetro linear. Já na Figura 31 tem-se o detalhamento interno de um potenciômetro angular.



Fonte: :< <http://www.eletrogate.com/pd-1d8ab8-potenciometro-linear-10k.html?ct=&p=1&s=1>>

FIGURA 30 - Potenciômetro linear



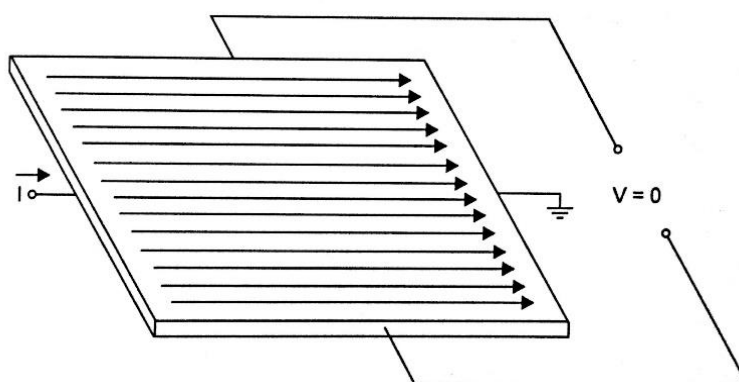
Fonte: Thomazini (2005)

FIGURA 31 - Detalhes construtivos do sensor potenciométrico angular.

2.3.1.2 Sensor de Corrente

Sensores lineares para medição de altos valores de correntes contínua não são comumente encontrados no mercado. Existem duas tecnologias de sensores que garantem boa precisão e custo acessível, são os denominados sensores shunt e os sensores de efeito Hall (THOMAZINI, 2005).

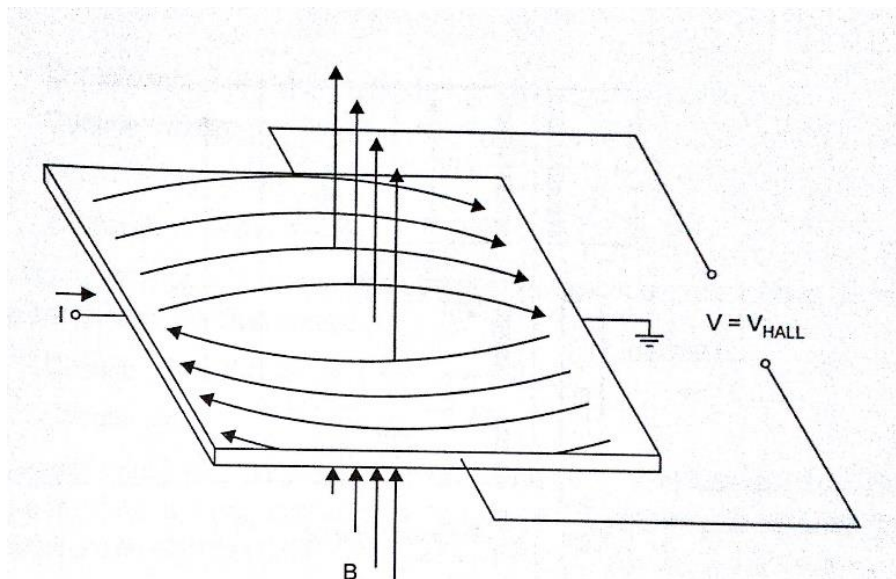
Edward E. Hall descobriu o efeito Hall em 1879. Este efeito caracteriza-se pelo surgimento de um campo elétrico na direção transversal em relação a um condutor que é percorrido por uma corrente elétrica, na presença de um campo magnético perpendicular ao sentido do fluxo magnético, conforme apresentado na Figura 32.



Fonte: Thomazini (2005).

FIGURA 32 - Corrente em condutor sem campo magnético presente.

O surgimento deste campo elétrico distorce o fluxo de corrente elétrica gerando uma diferença de potencial, denominada de tensão de Hall, entre os terminais de saída. Na Figura 33 é possível observar a geração de tensão denominada de tensão de Hall.



Fonte: Thomazini (2005).

FIGURA 33 - Corrente em condutor com a presença de campo magnético perpendicular ao sentido da corrente elétrica.

Sensores Hall são constituídos de componentes semicondutores que sofrem influência do campo magnético. Sua principal vantagem quando utilizado como elemento de medição do campo magnético é a capacidade de medir tanto campos contínuos como campos alternados em um único instrumento. A Figura 34 apresenta como exemplo sensores de efeito Hall da empresa Secon Sensores e Instrumentos.



Fonte: < http://www.secon.com.br/classe_prod.php?grupo_id=14&classe_id=24 >

FIGURA 34 - Sensor de efeito Hall da empresa Secon Sensores e Instrumentos.

2.3.1.3 Sensor mioelétrico

Sensor mioelétrico é utilizado para medir a ativação muscular através do potencial elétrico denominado de sinal mioelétrico (SME). O SME tem-se tornado objeto de estudo da medicina já que permitir diagnosticar doenças neuromusculares. Contudo, com a redução dimensional dos circuitos integrados aliado ao aumento de desempenho dos microcontroladores, sensores mioelétricos são comumente empregados em próteses, soluções robóticas e sistemas de controle. Na Figura 35 tem-se como exemplo um sensor mioelétrico.



Fonte: <<https://www.sparkfun.com/products/13723>>

FIGURA 35 - Sensor mioelétrico.

Basicamente, sensor mioelétrico tem a capacidade de medir o impulso elétrico enviado aos músculos pelo sistema nervoso através de eletrodos em contato com a pele. Através destes sensores, é realizada a amplificação e filtragem do sinal na qual é utilizado para ativar os motores da prótese realizando assim o movimento desejado.

2.3.2 Atuadores – Motores elétricos

Segundo Thomazini (2005, p.17) “atuadores são dispositivos que modificam uma variável controlada. Recebem o sinal proveniente do controlador e agem sobre o sistema controlado. Geralmente trabalham com potência elevada”.

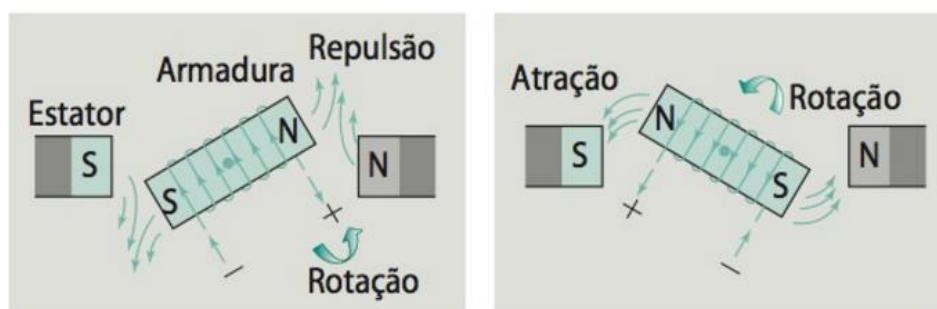
Os principais atuadores são:

- Válvulas (pneumáticas e hidráulicas);
- Relés (estáticos e eletromecânicos);

- Cilindros (pneumáticos e hidráulicos);
- Motores (step-motor, syncro, servomotor);
- Solenoides;

Os motores elétricos são dispositivos que quando são alimentados com corrente elétrica produzem movimentos mecânicos. São amplamente utilizados desde aplicações básicas como em brinquedos infantis até em robôs de grande aporte tecnológico (PETRUZELLA, 2013).

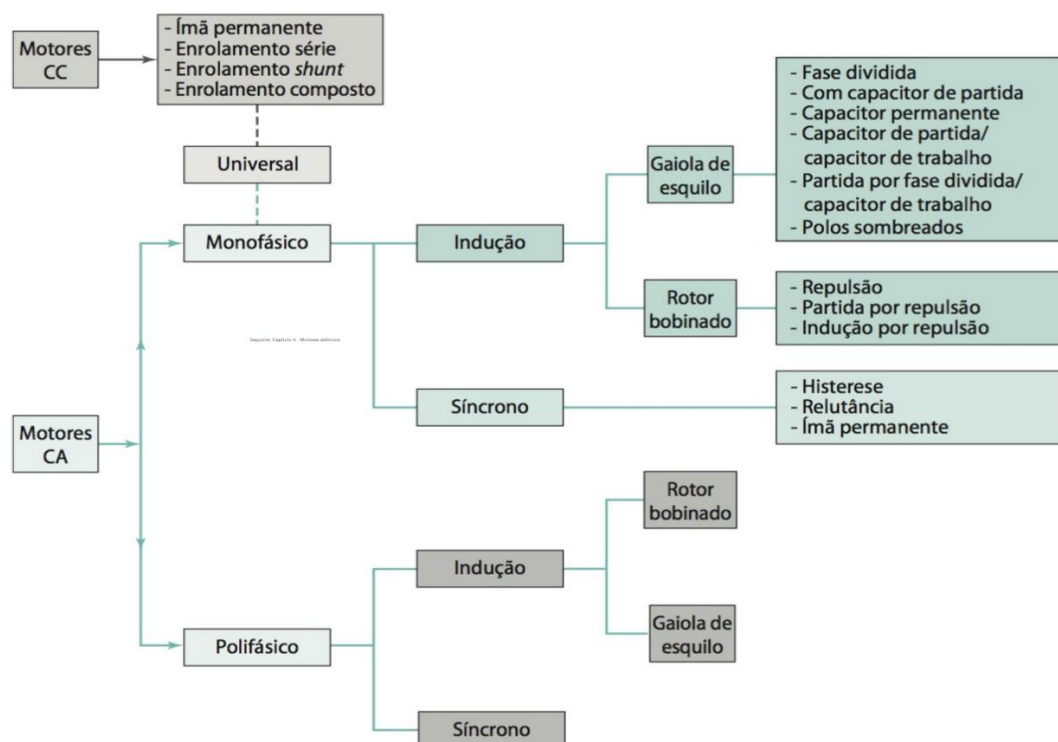
A rotação produzida pelo motor elétrico é originada da interação de forças magnéticas baseadas no princípio de atração e repulsão de campos elétricos, representado na Figura 36. Polos de mesmo sinal magnético são repelidos, enquanto polos de sinais magnéticos distintos são atraídos entre si. Esta diferença de polaridade resulta em rotação dos motores elétricos.



Fonte: Petruzella (2013).

FIGURA 36 - Representação do movimento de rotação gerado pelo motor.

Os motores elétricos podem ser classificados de acordo com o tipo de energia utilizada para a alimentação (corrente contínua ou alternada), como apresentado na Figura 37.



Fonte: Frank (2013).

FIGURA 37 - Classificação de motores elétricos.

2.3.2.1 Motores CA

Os motores que possuem funcionamento através de uma fonte de energia que fornece corrente alternada são denominados de motores de corrente alternada ou motores CA, na qual são subdivididos em motores monofásicos e polifásicos (PETRUZELLA, 2013).

Os motores monofásicos são amplamente utilizados em aplicações domésticas, devido a maioria dos estabelecimentos comerciais e residenciais possuírem alimentação monofásica. No entanto, seu uso é limitado devido a algumas peculiaridades, como a geração irregular de torque, maiores dimensões se comprado ao motor polifásico de igual faixa de torque e principalmente devido ao fato que para realizar a partida deste tipo de motor é necessário que mesmo contenha movimento. Este fato ocorre devido ao estator apresentar campo magnético estacionário e pulsante quando o motor em repouso é energizado. Uma forma bastante utilizada para iniciar a partida em um motor monofásico é a utilização de um sistema externo de partida automática (PETRUZELLA, 2013; CARVALHO, 2012).

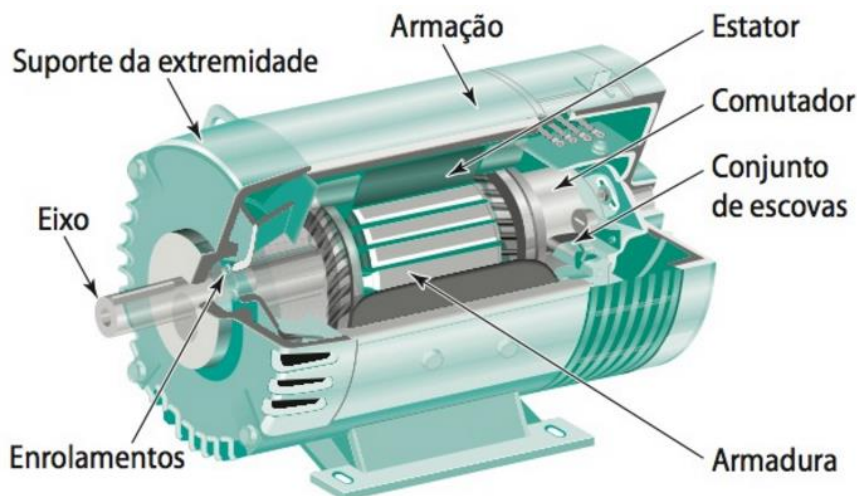
Motores polifásicos apresentam funcionamento semelhante aos motores monofásicos, entretanto possuem mais de uma fase de energia para operação, ocasionando em alterações

de forma construtivas permitindo sua utilização em aplicações que necessitam de torque constante, além da não necessidade de um sistema específico para partida (PETRUZELLA, 2013).

2.3.2.2 Motores CC

Os motores que possuem funcionamento através de uma fonte de energia que fornece corrente contínua são denominados motores de corrente contínua ou motores CC. O princípio de funcionamento ocorre pela força eletromotriz gerada pela aplicação de tensão nos enrolamentos do motor, responsáveis por induzir os polos eletromagnéticos. Suas principais aplicações são em atividades que necessitam de controle de velocidade aliado a aplicação de torque constante (PETRUZELLA, 2013; CARVALHO, 2012).

Na Figura 38 pode-se observar as principais partes de um motor alimentado por corrente contínua.



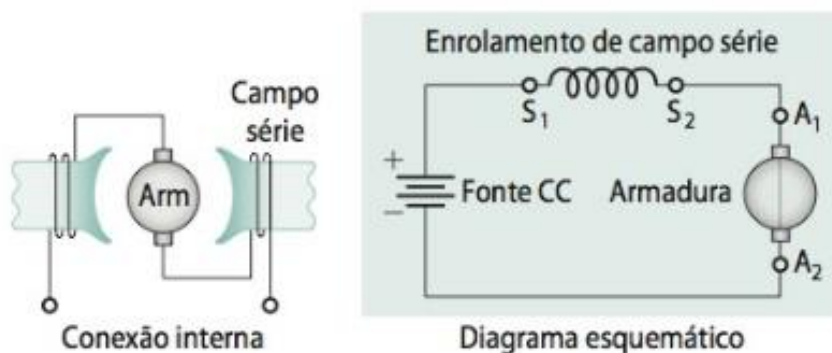
Fonte: Petruzella (2013).

FIGURA 38 - Principais componentes de um motor elétrico de corrente contínua.

Uma das classificações de motores de corrente contínua é pela forma na qual o motor é construído, sendo assim, alterando-se a forma com que é adicionado o enrolamento em sua construção, resulta-se em características diferentes de funcionamento.

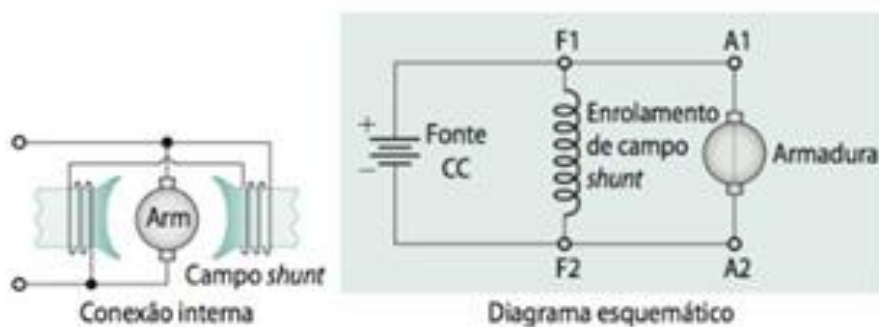
O motor CC tipo série apresenta enrolamento ligado em série com a armadura (conforme Figura 39). Já o motor CC tipo paralelo (shunt), possui enrolamento em paralelo com a armadura, obtendo alta resistência e baixo fluxo de corrente se comparado ao motor

CC tipo série (conforme Figura 40). O motor CC tipo composto é constituído por enrolamentos em série e paralelo (conforme Figura 41) na qual possui como vantagem o elevado torque desde a partida (PETRUZELLA, 2013).



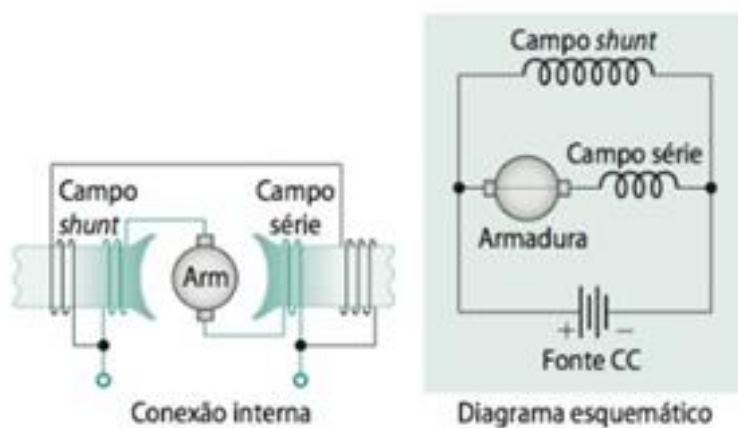
Fonte: Petruzella (2013).

FIGURA 39 - Motor CC tipo série.



Fonte: Petruzella (2013).

FIGURA 40 - Motor CC tipo paralelo.



Fonte: Petruzella (2013).

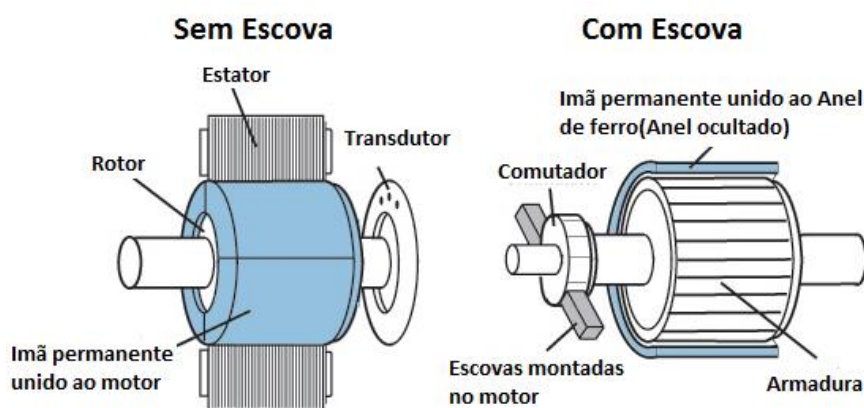
FIGURA 41 - Motor CC tipo composto.

Segundo Petruzella (2013, p. 118) “os motores CC de imã permanente usam imãs permanentes para fornecer o fluxo de campo principal e eletroímãs para fornecer o fluxo de armadura. O movimento do campo magnético da armadura é obtido comutando a corrente entre as bobinas no interior do motor”.

Segundo Marte (2006, apud Camargo 2008, p.71), “entre os tipos de motores que utilizam o princípio de imã permanente destacam-se os motores sem escova em sua construção, mais conhecidos como motores *brushless*, na qual sua vida útil depende apenas da parte mecânica, possui como características torque e velocidade linear, além de tamanho reduzido”, na qual permite ser empregado em construção de próteses. Esse tipo de motor apresenta baixo torque, o que obriga utilizar redutores para auxiliar na movimentação devido a elevada rotação presente neste tipo de componente.

Segundo Gieras e Wing (2002 apud Trindade 2009, p.3), “estes motores apresentam uma realimentação direta da posição de seu rotor, sendo assim, a corrente da armadura é alterada conforme as fases do motor, que por sua vez está em sincronismo com a posição encontrada do rotor”.

Na Figura 42, tem-se a representação estrutural dos motores com e sem escova.



Fonte: < <http://www.orientalmotor.com/technology/articles/AC-brushless-brushed-motors.html> >

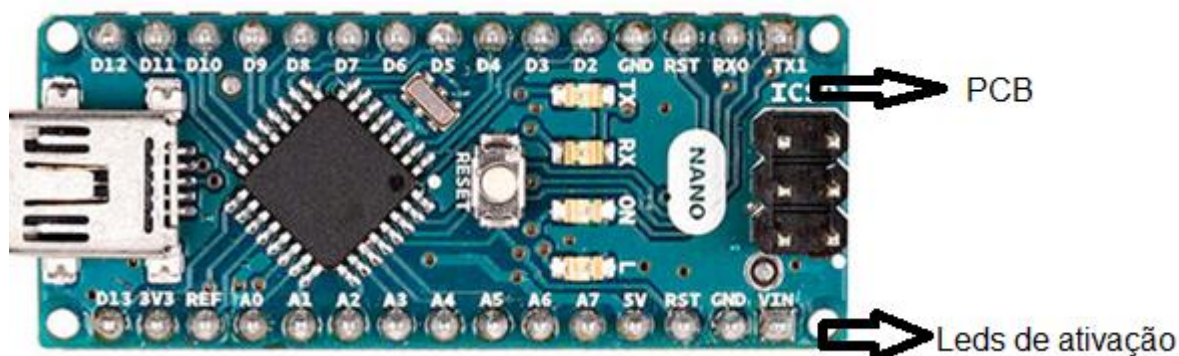
FIGURA 42 - Representação da estrutura dos motores com e sem escova (Adaptado).

2.3.3 Microcontroladores

Microcontrolador é um sistema computacional completo sendo composto por um único dispositivo que contém a central de processamento unitário (CPU), memórias tanto de dados como de programa, sistema de clock, portas de entrada e saída, além de periféricos como temporizadores e conversores. Na Figura 43 segue alguns exemplos de microcontroladores.

A versão Nano do arduino destaca-se pelas suas dimensões de 18,55mm x 43,18mm. No entanto garante poder de processador devido ao microcontrolador Atmel ATmega 328 com clock de 16 MHz, contém 14 portas de entrada e saída permitindo grande conectividade com componentes externos.

A figura 44 apresenta o arduino na versão nano. Pode-se observar uma PCB compacta e os leds de ativação das portas de comunicação.



Fonte: <<https://multilogica-shop.com/arduino-nano>>.

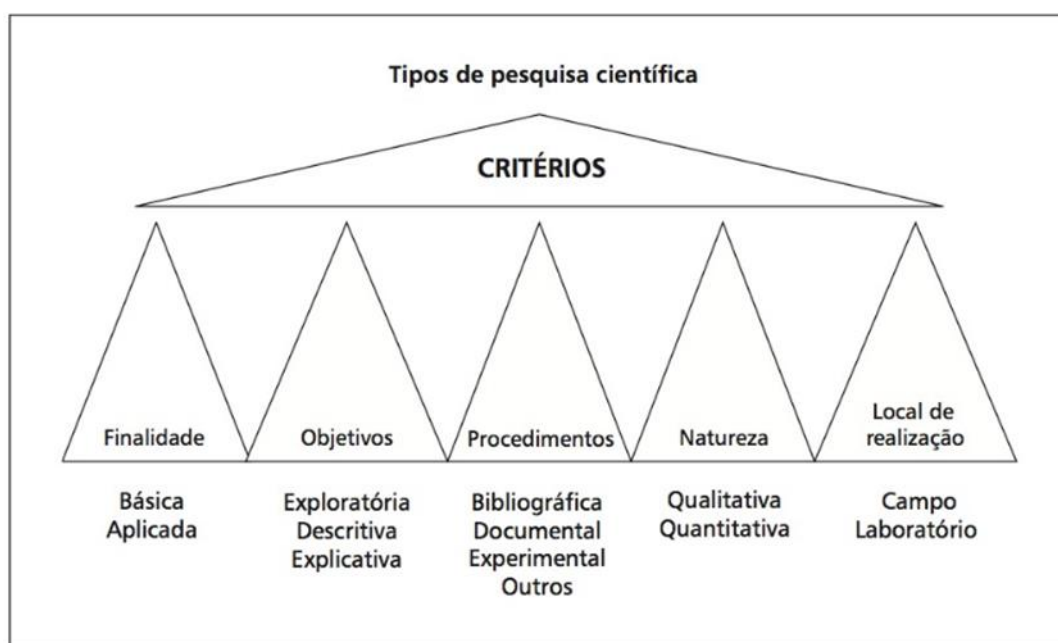
FIGURA 44 - Arduino nano.

2.4 Tipos de Pesquisas Metodológicas

A pesquisa científica é classificada de inúmeras formas por diversos autores.

Segundo Demo (2007), “a pesquisa é entendida tanto como processo de fabricação do conhecimento, quanto como procedimento de aprendizagem”. Para uma pesquisa científica de excelência é necessário empregar uma junção de métodos de pesquisa, pois nenhum método é capaz de oferecer os requisitos necessários para realizar um trabalho de qualidade. Para o autor, “as pesquisas são classificadas em: pesquisa teórica na qual é dedicada a reconstruir conceitos, ideias e ideologia, pesquisa metodológica dedicada a inquerir métodos e procedimentos a serviço da cientificidade, pesquisa empírica que trata a face empírica, produz e analisa dados, e pôr fim a pesquisa prática ligada à prática histórica em termos de usar o conhecimento científico para fins explicativos de intervenção”.

Para Tognetti (2007), a classificação da pesquisa acadêmica é extremamente ampla conforme apresentado na Figura 45.



Fonte: Tognetti (2007).

FIGURA 45 - Tipos de pesquisa científica.

A pesquisa básica é de ordem intelectual e procura estabelecer os princípios científicos, já a pesquisa aplicada tem a finalidade de buscar soluções para problemas concretos (Ramos, 2009).

A pesquisa exploratória tem como objetivo proporcionar maior familiaridade com o problema tornando-o explícito, por isso é o primeiro estágio de uma pesquisa científica. A pesquisa descritiva tem foco principal na descrição do processo em que as variáveis se relacionam, como por exemplo, parâmetros de causas e efeitos são conhecidos e através de técnicas descreve-se o fenômeno ocorrido. Já a pesquisa explicativa visa explicar uma teoria a respeito de um fato/fenômeno/processo (Ramos 2009).

Quanto à pesquisa bibliográfica, realizada neste trabalho, é o conjunto de conhecimentos reunidos e obtidos através de diversas obras, como livros, teses e artigos. A pesquisa documental considera como documento qualquer informação sobre forma de texto, imagens, sons, pintura entre outros. Ao passo que a pesquisa experimental é o tipo que realiza experiência na qual o fato/fenômeno/processo é reproduzido de forma controlada, com o objetivo de descobrir os fatores que o produzem ou que por ele sejam produzidos (Ramos, 2009).

Quanto à natureza, as pesquisas são classificadas em qualitativas e quantitativas. A pesquisa qualitativa é utilizada no campo das ciências sociais e humana, sendo mais adequada para a compreensão contextual do fenômeno estudado, segue um processo indutivo e não há hipótese para ser comprovada. Já a pesquisa quantitativa é de abordagem

positivista e pretende basear-se em dados objetivos passíveis de mensuração, sendo fundamentada em rígidos critérios estatísticos que servem de parâmetro para a definição do universo a ser abordado pela pesquisa (Ramos, 2009).

Por fim, as pesquisas podem ser classificadas quanto ao seu local de realização em pesquisa de campo ou laboratório. Pesquisa em laboratório geralmente ocorre em local adequado em função do tipo de estudo realizado, no qual é possível realizar situações controladas para testes e simulações com instrumentação específica. A pesquisa de campo é baseada na observação e coleta de dados em ambiente real e não controlado em que através de uma fundamentação teórica tem-se a finalidade de compreender o fenômeno abordado.

Este trabalho tem como objetivo desenvolver um protótipo de prótese mioelétrica para membro superior, ou seja, projetar e fabricar um protótipo funcional de mão humana. Devido a estas informações, o mesmo é classificado como uma pesquisa prática segundo os critérios de Demo. Para os critérios de Tognetti, podemos classificar como uma pesquisa aplicada, exploratória, bibliográfica, quantitativa e laboratorial.

3 METODOLOGIA

O dimensionamento de um protótipo de prótese mioelétrica para membro superior, possuirá como referência dimensional uma pessoa adulta de estatura mediana respeitando todas as suas proporcionalidades e formas anatômicas de modo a minimizar as possíveis dificuldades de controle dos movimentos pelo usuário.

Para o desenvolvimento de um protótipo da mão humana em tamanho real e contendo 25 graus de liberdade, será necessário a utilização de um software de desenho CAD 3D para a elaboração de todo projeto mecânico, bem como as simulações cinemáticas dos movimentos. O software Solid Edge da empresa alemã Siemens será empregado devido sua grande disseminação mundial para elaboração de desenhos e projetos, além de possuir uma versão estudantil com uma ampla gama de recursos.

Os itens mecânicos (peças) que não serão adquiridos de terceiros, deverão ser fabricados por processos tradicionais de fabricação, como a usinagem convencional e CNC (controle numérico computadorizado), e também por processos modernos de fabricação, como a impressão 3D.

O desenvolvimento da parte elétrica será a partir do software Proteus da empresa Labcenter Electronics, pois este programa computacional permite não somente a elaboração do esquema elétrico, mas também simular o seu funcionamento.

A movimentação da prótese será acionada através dos sinais mioelétricos proveniente do antebraço do usuário. Estes sinais serão captados por um transdutor Myoware desenvolvido pela empresa Advancer Technologies. A interface entre o transdutor e os atuadores que serão responsáveis pela realização dos movimentos será a plataforma arduino, já que permite a integração entre os componentes e facilidade de controle. Para tal, será desenvolvido um firmware na qual deverá estar apto a identificar de maneira ágil a necessidade do usuário e controlar o curso dos atuadores com base nos sensores.

A escrita do código de programação será realizada no ambiente de desenvolvimento Arduino, desenvolvido e fornecido sobre licença open-source pela Arduino Foundation, com linguagem de programação própria derivada do C++.

3.1 Cronograma de atividades

4 ESTUDO DE CASO

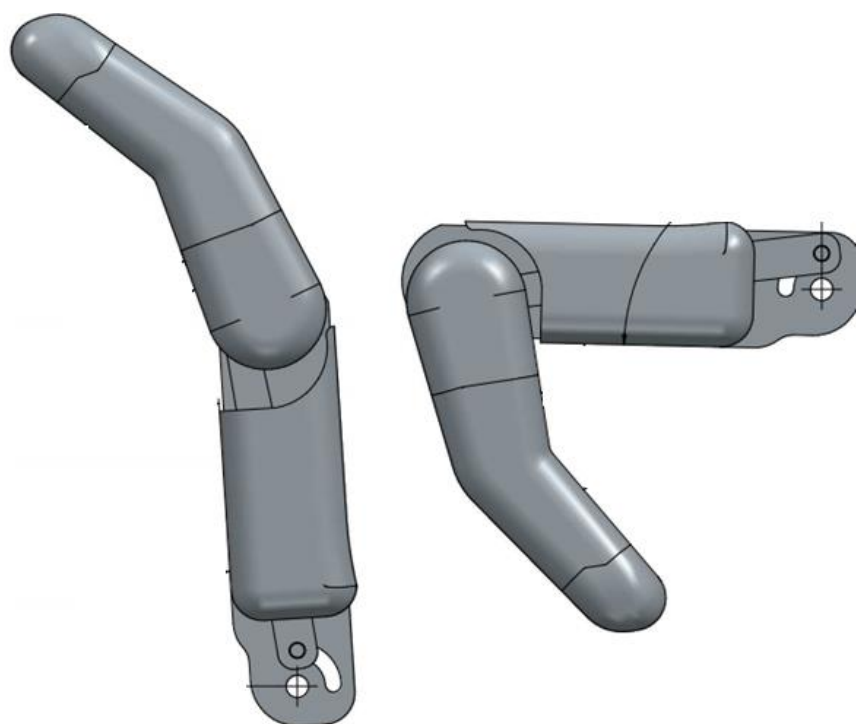
4.1 Parâmetros iniciais de projeto

Para o desenvolvimento do projeto de um protótipo de prótese mioelétrica para membro superior, adotou-se a concepção baseada na realização máxima de movimentos possíveis utilizando quantidade reduzida de componentes e mecanismos para movimentação, impactando fundamentalmente nos custos de fabricação e simplificação do protótipo.

Posteriormente, após a definição da concepção do projeto, estabeleceu-se quais os movimentos que poderão ser executados pelo protótipo.

Denomina-se o conjunto de dedos compostos pelos dedos indicador, médio, anelar e mínimo de conjunto A cujo a finalidade é a simplificação de abordagem dos mesmos neste trabalho.

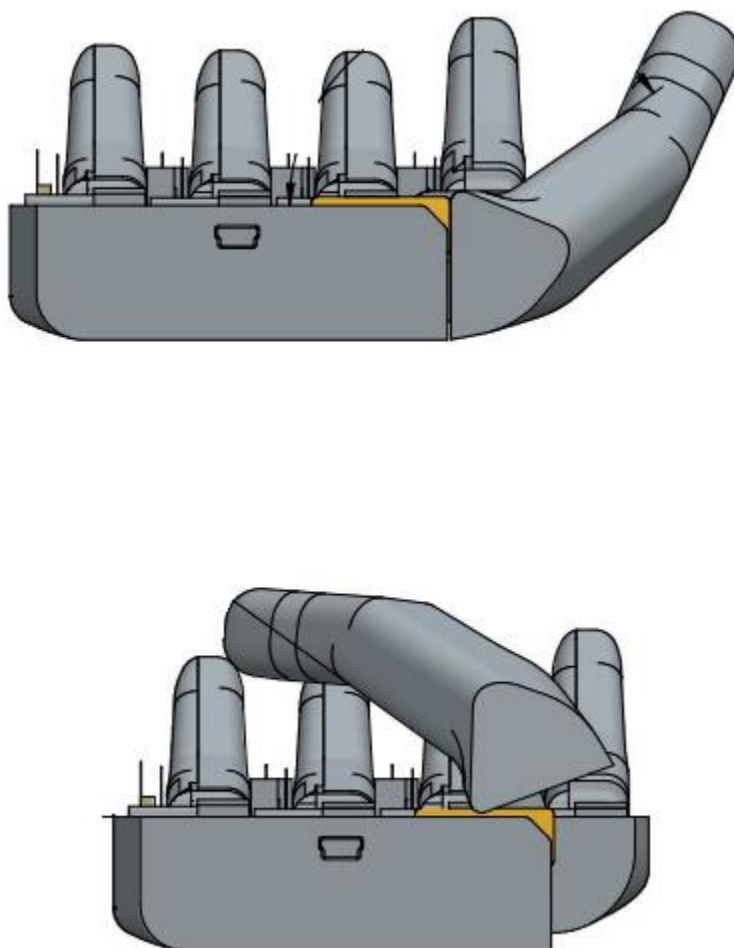
Os dedos do conjunto A realizarão movimentos de extensão e flexão. Conforme análise de mecanismo elaborada através de software Solid Edge, espera-se a realização de movimentos conforme indicado na Figura 46.



Fonte: própria.

FIGURA 46 - Movimentos e amplitude de movimentação dos dedos do conjunto A.

O dedo polegar realizará movimentos de abdução e adução, popularmente conhecidos como movimentos de pinça. Através da análise de mecanismo realizada no software Solid Edge, espera-se a realização de movimentos conforme indicado na Figura 47.



Fonte: própria.

FIGURA 47 - Movimentos e amplitude de movimentação do dedo polegar.

A preensão palmar é mais uma característica importante para este projeto devido ser considerada um indicador geral de força e potência muscular. Basicamente, tem-se dois tipos de preensão palmar que são: a força que consiste na flexão dos dedos sobre a região palmar e a precisão que é relacionada à aproximação dos dedos polegar e indicador. Este dado é obtido de forma manual através de aplicação da força em dinamômetro específico para esta aplicação. Segundo O'Driscoll (1992, apud Moura, 2008 p. 29), "a força de preensão palmar da mão humana pode variar em função dos movimentos realizados, idade e gênero do indivíduo". Segundo Young (1989, apud Dias, 2009 p.4), "a força de preensão palmar está em média entre 50 a 82,4 N".

Portanto, neste projeto tem-se o objetivo de atingir valores de preensão palmar similar a mão humana.

4.2 Modelagem do projeto mecânico

Para a realização do projeto mecânico deste protótipo, utilizou-se a ferramenta CAD 3D Solid Edge possibilitando a modelagem e estudos de movimentos. Primeiramente, se desenvolve o mecanismo do dedo médio na qual consiste em um motor acoplado a base do dedo conforme Figura 48.

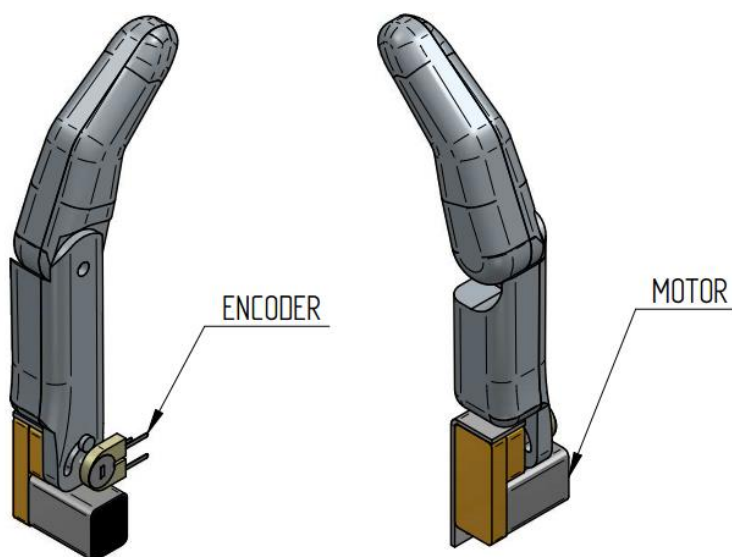


FIGURA 48 - Mecanismo de movimentação do dedo médio.

Próximo a base do dedo, existe uma barra de ligação que interliga a base à primeira articulação do dedo, conforme apresentado na Figura 49.

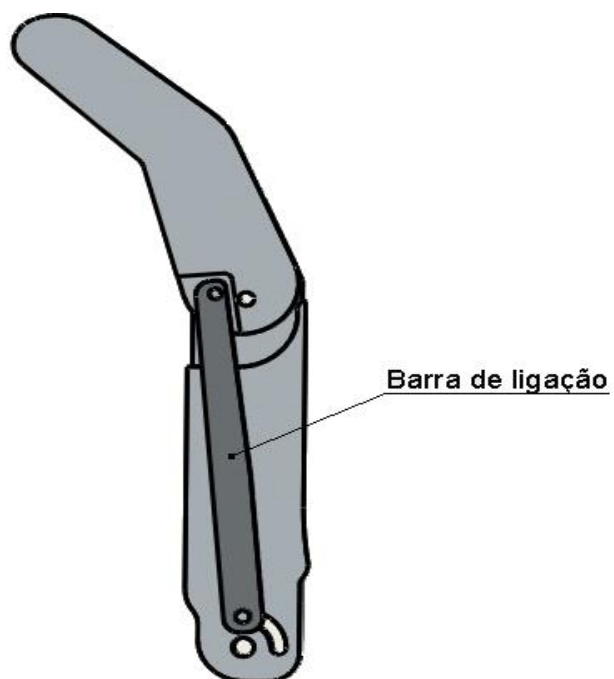


FIGURA 49 - Vista em corte transversal do mecanismo do dedo médio.

Quando o motor imprime rotação, ocorre o deslocamento da base do dedo que é guiado por um alojamento, resultando em tração da barra de ligação possibilitando a realização de movimentos de flexão e extensão, conforme Figura 50.

Adotou-se o mesmo sistema de movimentação do dedo médio para os demais dedos do conjunto A, na qual ocorrem somente alterações de ordem dimensionais para adequação anatômica do dedo em questão.

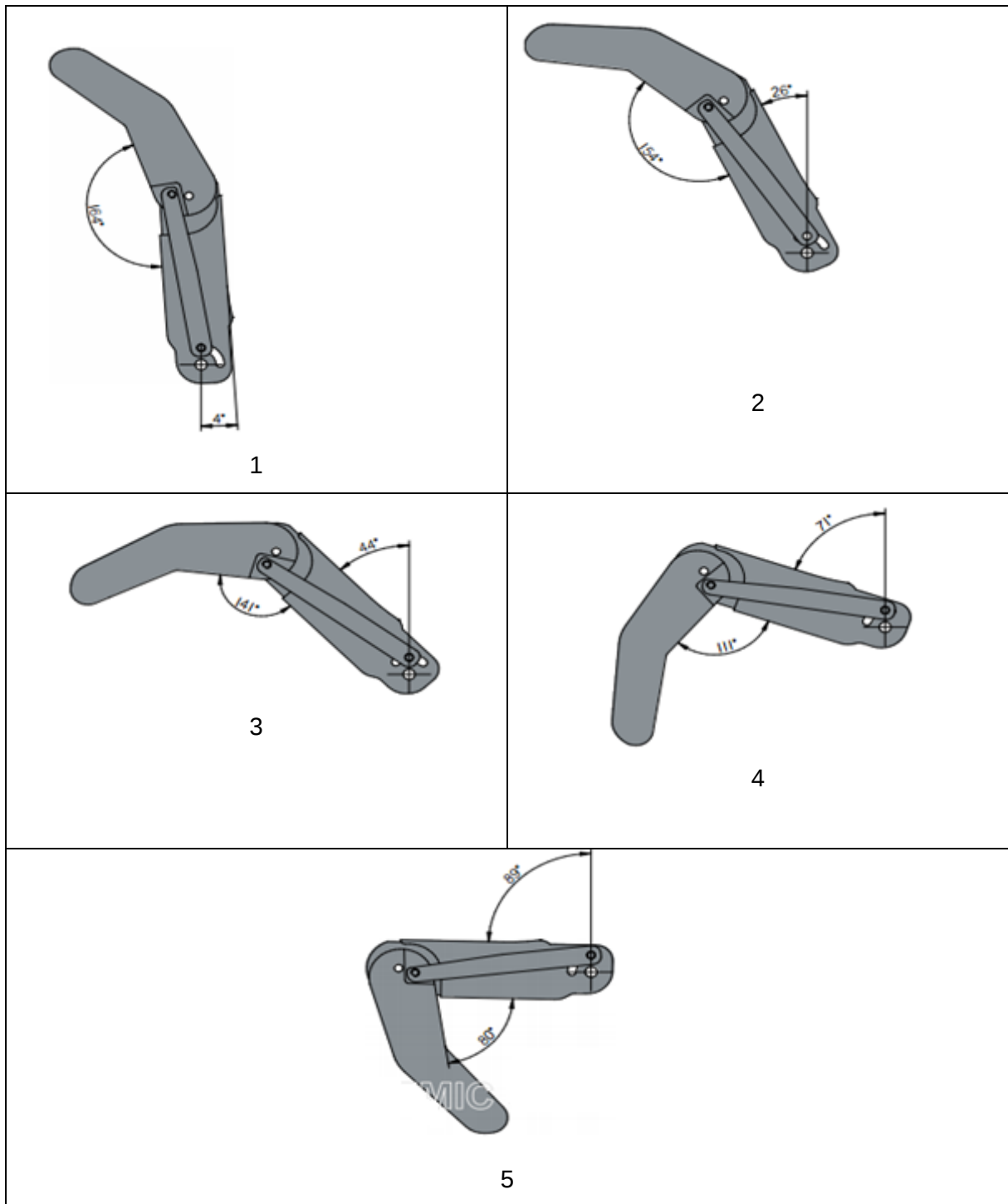


FIGURA 50 - Movimentação dedo médio.

Para o dedo polegar, adota-se o mecanismo de movimentação conforme Figura 51.

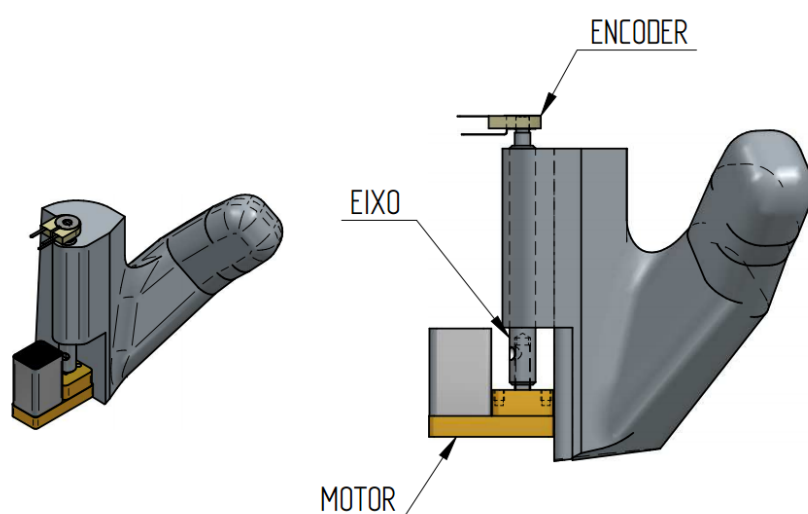


FIGURA 51 - Mecanismo de movimentação do dedo polegar.

Devido a rotação do eixo do motor, realiza-se movimentos de abdução e adução conforme indicado na Figura 52.

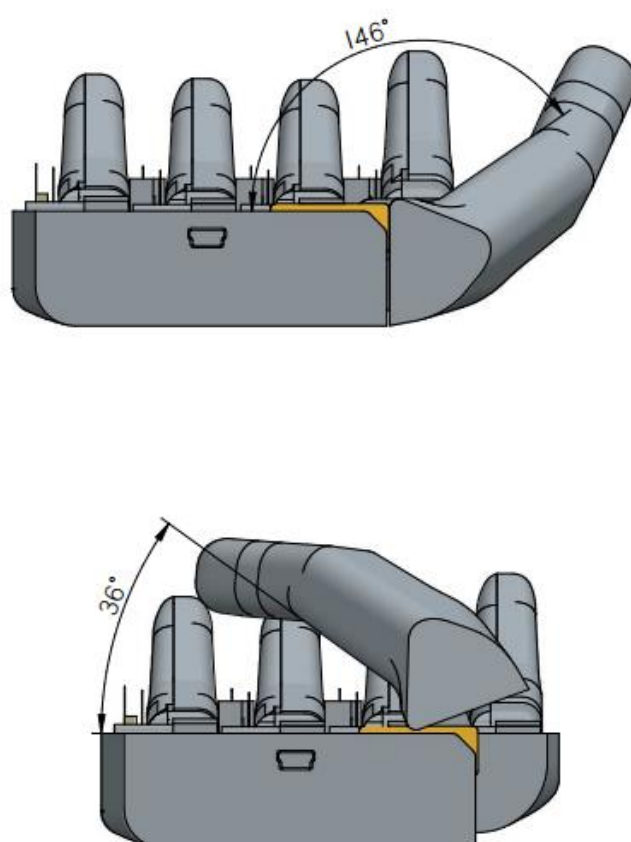
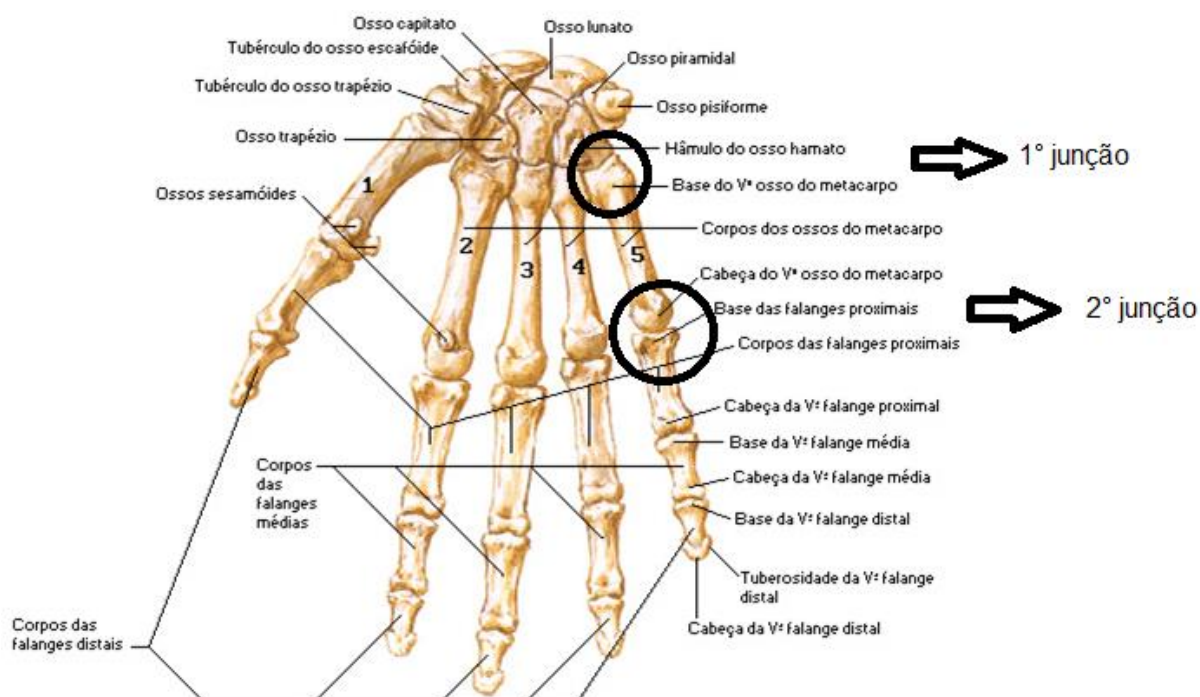


FIGURA 52 - Movimentação do dedo polegar.

A Tabela 2 apresenta a amplitude dos movimentos gerados pelos dedos do conjunto A e do dedo polegar. Considerou-se como a 1ª junção a região de encontro dos ossos do carpo e metacarpo de cada dedo. Considerou-se como a 2ª junção a região de encontro entre os ossos do metacarpo e falanges de cada dedo, conforme Figura 53.



Fonte: NETTER (2000).

FIGURA 53 - Ossos da mão humana (adaptado).

TABELA 2 – Amplitudes de movimentação dos dedos do protótipo.

Dedos	1º junção		2º junção	
	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo
Dedos conjunto A	4°	89°	164°	80°
Dedo polegar	146°	36°	-----	-----

Realizou-se o estudo de análise de mecanismo para a verificação dos graus de liberdade dos dedos do conjunto A, conforme Figura 54.

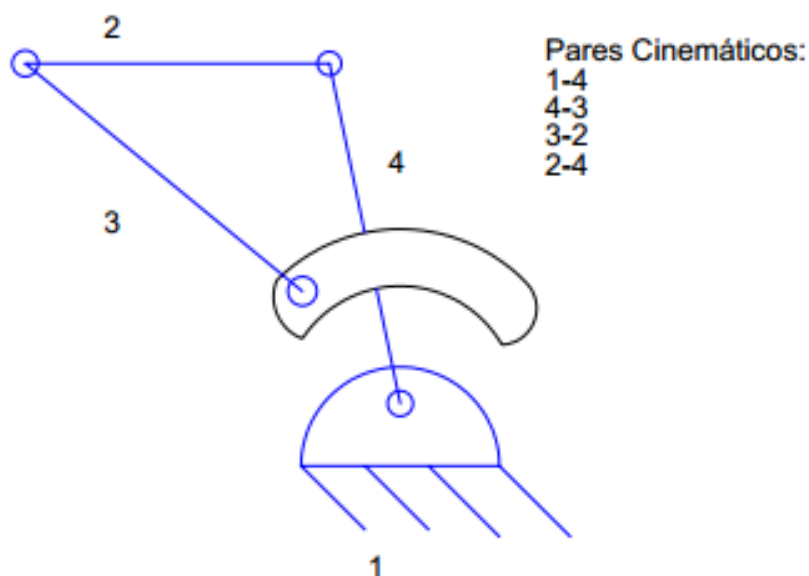


FIGURA 54 - Análise cinemática dos dedos do conjunto A.

Utilizou-se os critérios de Graubler para calcular os graus de liberdade individual de cada dedo do conjunto A, através da equação:

$$F = 3(N - 1) - (2 * P_1) - P_2$$

Sendo que:

- Número de graus de liberdade do mecanismo (F);
- Número de elos do mecanismo (N);
- Número de pares cinemáticos com um grau de liberdade (P_1);
- Número de pares cinemáticos com um grau de liberdade (P_2);

Portanto:

$$F = 3(4 - 1) - (2 * 4) - 0$$

$$F = 1$$

Conclui-se que cada dedo do conjunto A possui um grau de liberdade (F=1)

Em relação ao dedo polegar, devido ao mecanismo de movimentação do mesmo executar somente rotação em torno de um eixo, o estudo da análise do mecanismo para determinação dos graus de liberdade do item em questão não se faz necessário em função de sua simplicidade, dado que este tipo de junção possui apenas 1 grau de liberdade (F=1).

Analisa-se os movimentos individuais de cada dedo da prótese mioelétrica para membro superior e determina-se que o protótipo possui 25 graus de liberdade.

Conforme indicado na Figura 55, utiliza-se a região palmar da mão mioelétrica para alojamento da placa de circuito impresso (PCB) e do arduino nano.

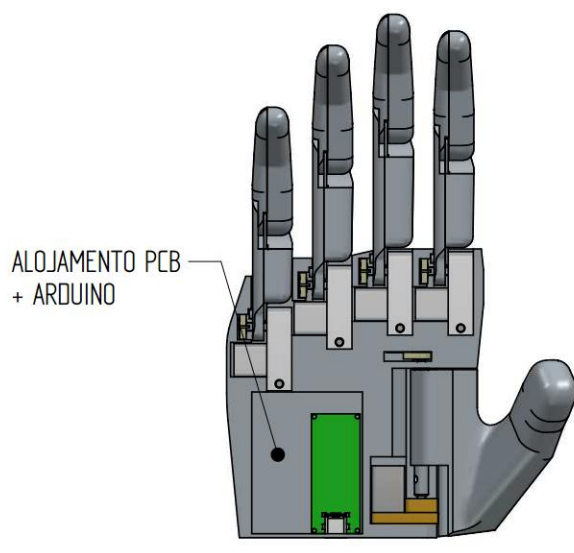


FIGURA 55 - Alojamento da bateria e do arduino na prótese.

A Figura 56 apresenta diversas vistas do projeto mecânico do protótipo para prótese mioelétrica para membro superior.

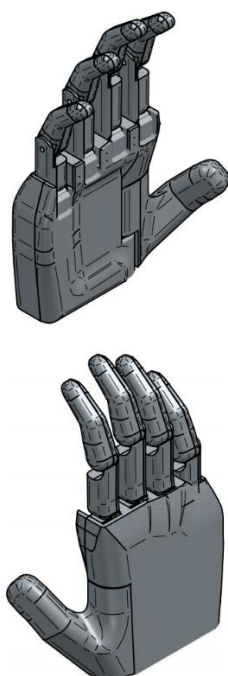


FIGURA 56 - Vistas do projeto da prótese mioelétrica.

4.3 Modelagem do projeto eletrônico

Devido à complexidade do desenvolvimento e implementação do projeto eletrônico para comando do protótipo de prótese mioelétrica para membro superior, opta-se pela fragmentação do projeto em diversas etapas, cujas finalidades são de simplificação dos trabalhos e detecção facilitada de falhas. Portanto, utiliza-se o software Proteus para o desenvolvimento de pequenos circuitos de testes que irão compor o circuito final.

Primeiramente, desenvolve-se um circuito para analisar e assimilar o funcionamento do sensor mioelétrico. O circuito em questão é composto pelo microcontrolador arduino, dois leds, dois resistores e o sensor mioelétrico, conforme Figura 57. Para facilitar a abordagem deste circuito ao longo do trabalho, denomina-se o mesmo de circuito de testes 1.

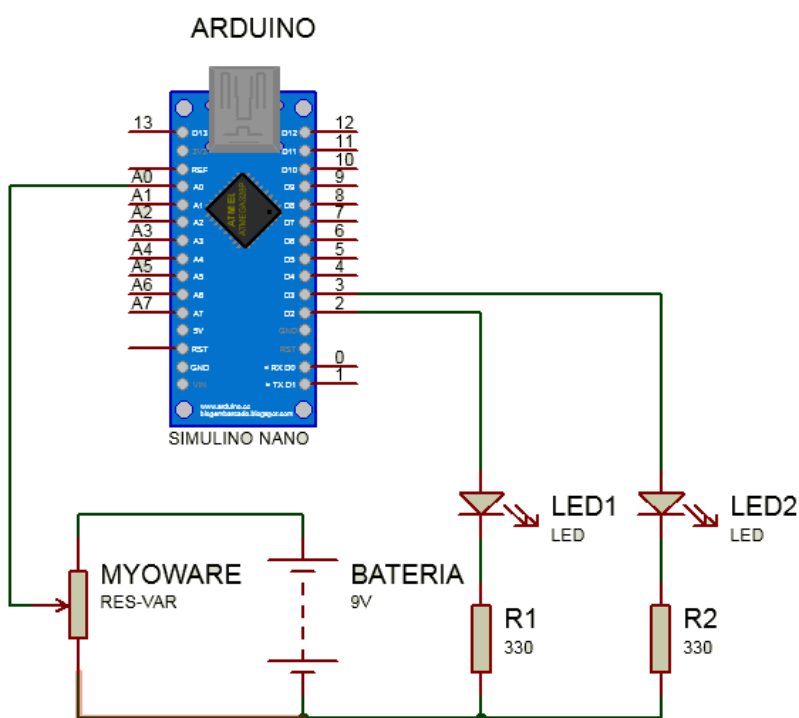


FIGURA 57 - Circuito de teste 1.

No primeiro momento, o circuito de testes 1 apresenta funcionamento inadequado. Observa-se que não é possível utilizar a alimentação do arduino para fornecer energia ao sensor mioelétrico, devido ao mesmo apresentar alta sensibilidade à variação de tensão. Portanto, opta-se pela alimentação do sensor mioelétrico através de uma fonte externa de energia, na qual corrige-se o funcionamento do circuito em questão.

Após a geração inicial de dados do circuito de testes 1, observa-se que o sensor mioelétrico emite sinal analógico baseado na intensidade de contração muscular. Este sinal

analogico é insuficiente para comandar a mão biônica devido à dificuldade no tratamento do mesmo e a alta complexidade na implementação da lógica de programação para realização dos comandos do protótipo, sendo assim, opta-se pela conversão do sinal analógico-digital. O sinal digital permite controlar a prótese mioelétrica através da quantidade de pulsos gerados em um determinado período de tempo.

Após a confirmação da lógica de controle dos comandos que serão empregados no protótipo de prótese mioelétrica, necessita-se obter parâmetros gerados pelos motores, tais como, dados de posições dos eixos, evitando-se assim danos estruturais ao protótipo bem como atribuir o posicionamento pré-definido dos dedos. Para a captação destas informações, desenvolve-se o circuito de testes 2.

O circuito de testes 2 é composto pelo microcontrolador arduino, dois encoders (potenciômetros rotativos), dois leds e dois resistores, conforme Figura 58.

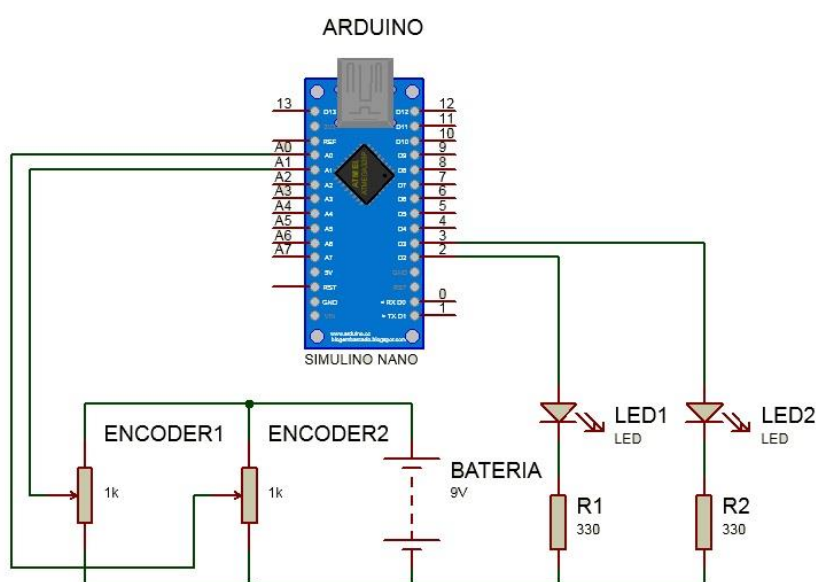


FIGURA 58 - Circuito de testes 2.

Empregou-se os dados gerados pelo circuito de testes 2 para a simplificação da lógica de programação ligada à posição dos dedos. No entanto, nota-se que devido a utilização de muitas leituras analógicas em paralelo através do microcontrolador arduino, tem-se o risco de não leitura adequada de um dos potenciômetros, o que pode ocasionar em rotação incorreta do motor. Portanto, necessita-se realizar a leitura de posição e observar a movimentação individualizada dos dedos quando se executa um comando de movimento.

Após os estudos de como comandar o protótipo e controlar a posição dos dedos, necessita-se desenvolver uma forma para acionar os motores de corrente contínua em ambos

os sentidos, horário e anti-horário, permitindo-se assim o protótipo realizar os movimentos desejados e retornar à condição inicial.

Para a inversão de rotação do motor, tem-se que inverter a alimentação do mesmo. Basicamente, existem duas formas para alcançar o objetivo desejado que são, desenvolver um circuito em ponte H composto por transistores ou empregar um circuito integrado (CI). Devido à complexidade de elaborar o circuito em ponte H, além das dimensões do mesmo, opta-se pela utilização do circuito integrado.

Desenvolveu-se o circuito de testes 3, compostos pelo microcontrolador arduino, um motor DC, um circuito integrado L293D, um encoder (potenciômetro rotativo) e o sensor myoware conforme Figura 59.

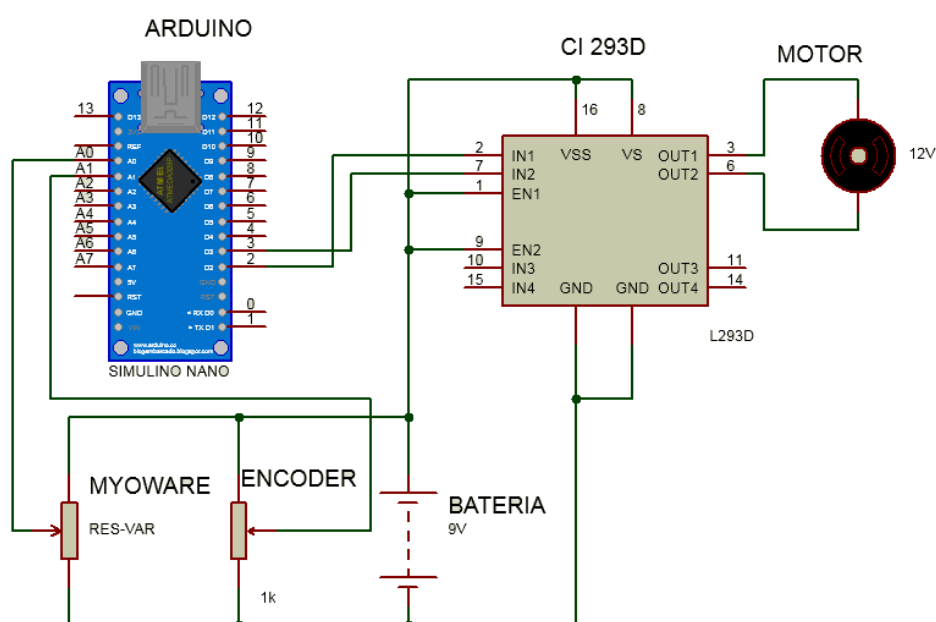


FIGURA 59 - Circuito de testes 3.

O circuito integrado L293D é composto por duas pontes H. Utilizou-se três saídas digitais do microcontrolador arduino para realização dos controles de velocidade e rotação em ambos os sentidos.

Observou-se nos dados gerados pelo circuito de testes 3 que não foi necessário a utilização do parâmetro de controle de velocidade oferecido pelo CI L293D para o projeto em questão, devido a não apresentação de benefícios e apenas aumentar o número de saídas utilizadas para o controle dos motores. Uma solução mais vantajosa é promover a alimentação direto deste componente, como sinal constante, na qual economiza-se processamento e saídas do microcontrolador arduino.

Após a determinação de todas as variáveis necessárias para a realização dos movimentos propostos pelo protótipo, iniciou-se a integração da parte de programação, na

qual integrou-se toda a lógica de programação empregada nos circuitos de testes 1, 2 e 3, com a finalidade de alcançar os parâmetros propostos de movimentação do protótipo em questão.

Na Figura 60, tem-se o fluxograma da lógica de programação desenvolvida para controlar o protótipo.

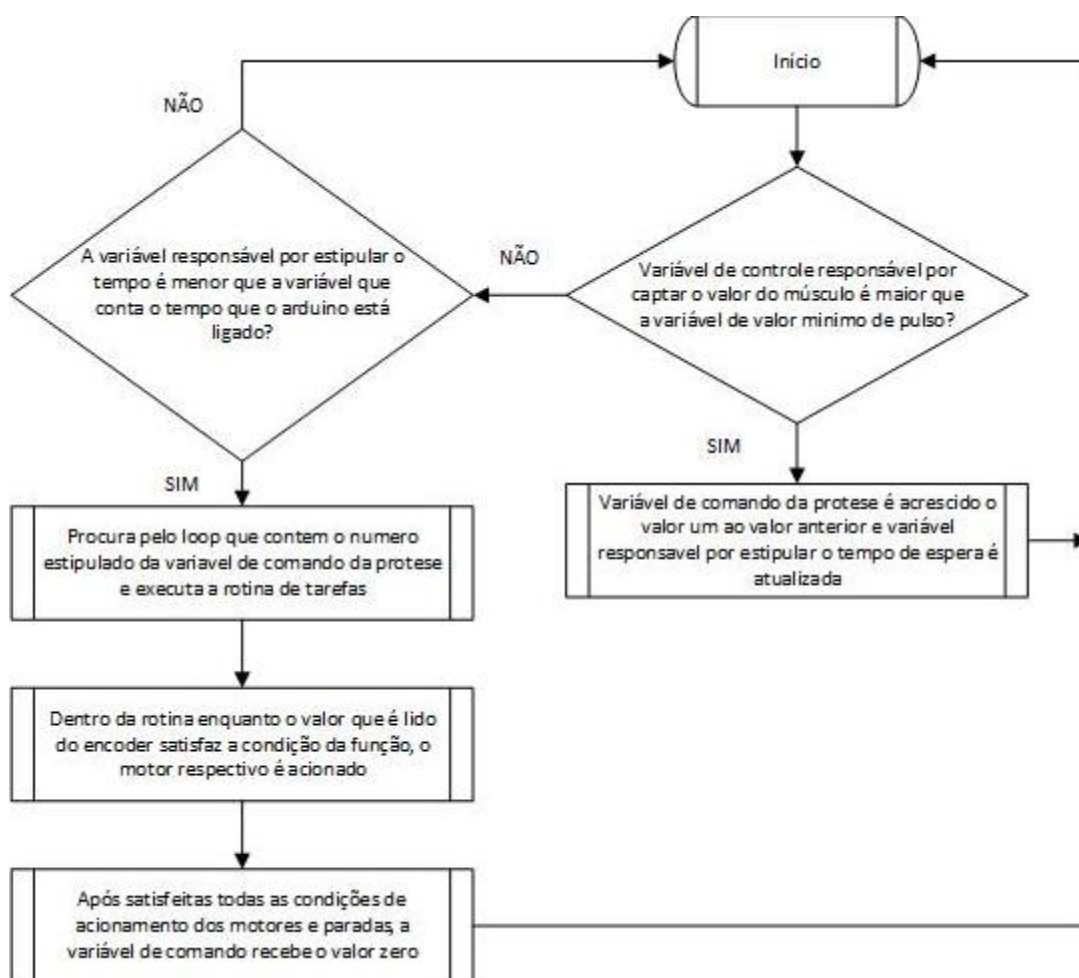


FIGURA 60 - Fluxograma da lógica de programação.

Na Figura 60, observa-se a lógica de programação utilizada no comando da prótese mioelétrica. A variável de controle responsável por receber o valor do pulso mioelétrico é intitulada “isensorVal” contendo o valor analógico recebido pelo arduino, a variável de valor mínimo de pulso é denominado “iMinTreshVal”, a variável responsável por indicar quanto tempo o arduino está ligado é denominada “Atual”, recebendo o valor da função “millis()” do arduino, cuja função é determinar quantos milissegundos essa plataforma permanecerá ligada, sendo a variável “Espera” responsável por estipular o tempo de espera e receber um valor acrescido do tempo necessário à função “millis()” do arduino, desta forma, quando não é atualizada pela função, permite o acionamento da função responsável por desencadear o

acionamento dos movimentos da prótese, sendo esta determinado pelo valor da variável de comando da prótese “Sinal”.

Na figura 61, tem-se o circuito final empregado no protótipo.

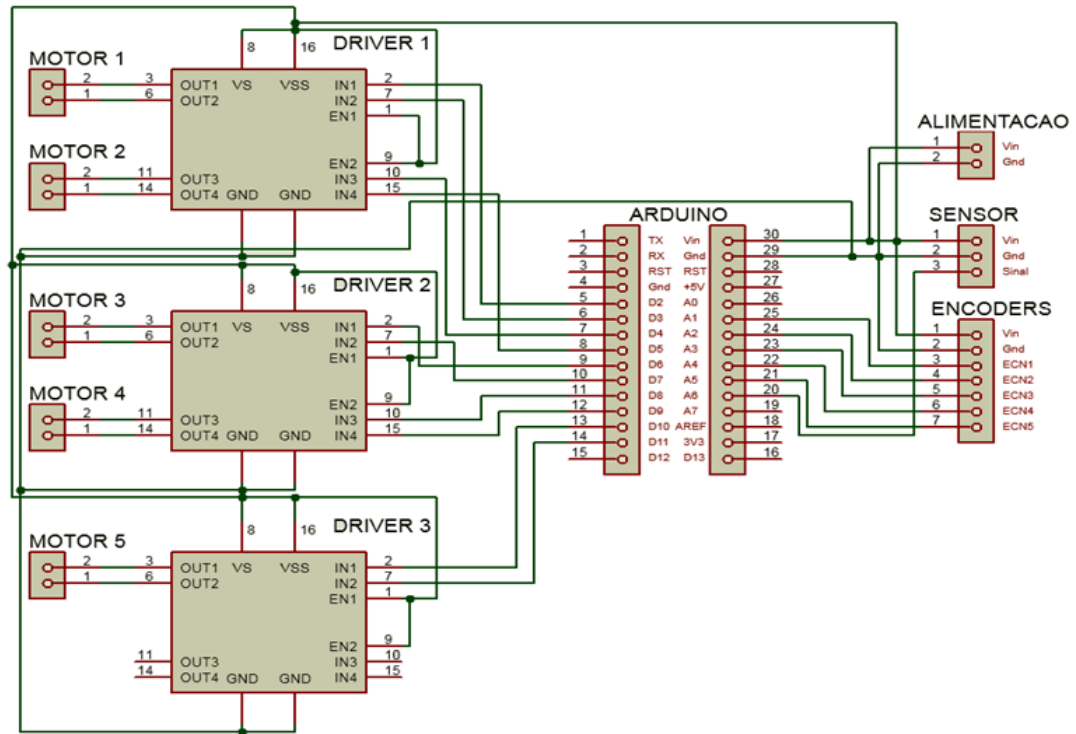


FIGURA 61 - Esquema elétrico circuito final.

Após todas as simulações do circuito final, utilizou-se o software Proteus para a elaboração do diagrama elétrico da placa de circuito impresso, conforme Figura 61. Observa-se ainda na Figura 62, o conjunto de trilhas, na qual as trilhas azuis estão localizadas na parte inferior da placa e as trilhas vermelhas estão localizadas na parte superior da placa.

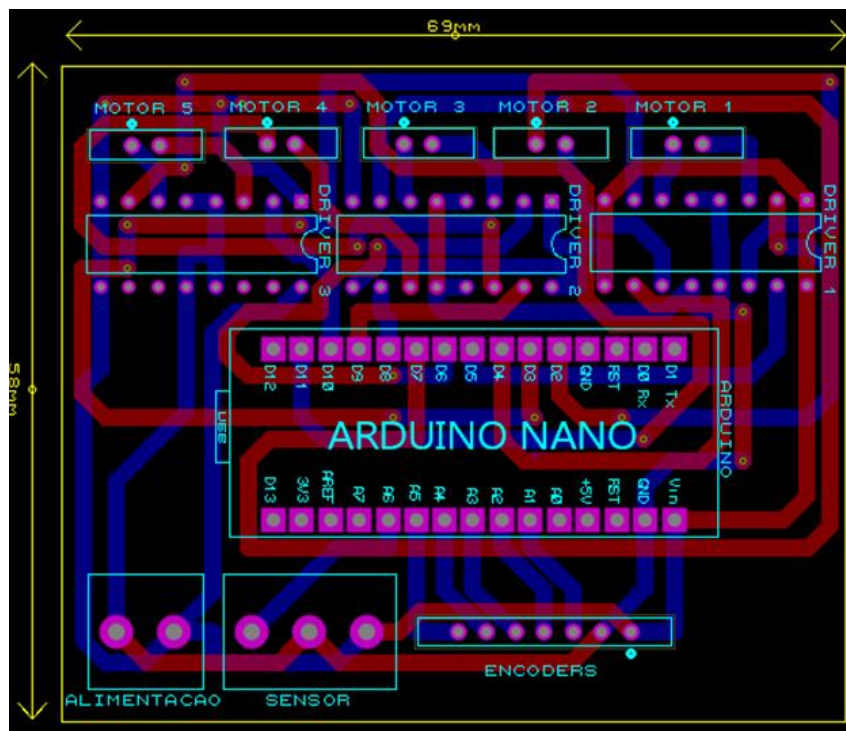


FIGURA 62 - Simulação placa de circuito impresso.

4.3.1 Componentes eletrônicos

Realizou-se uma pesquisa de mercado para estabelecer os principais componentes eletrônicos empregados na elaboração deste projeto, que são os motores de acionamentos dos dedos, sensor mioelétrico para captação de sinais e a interface de programação (arduino).

4.3.1.1 Motor de acionamento

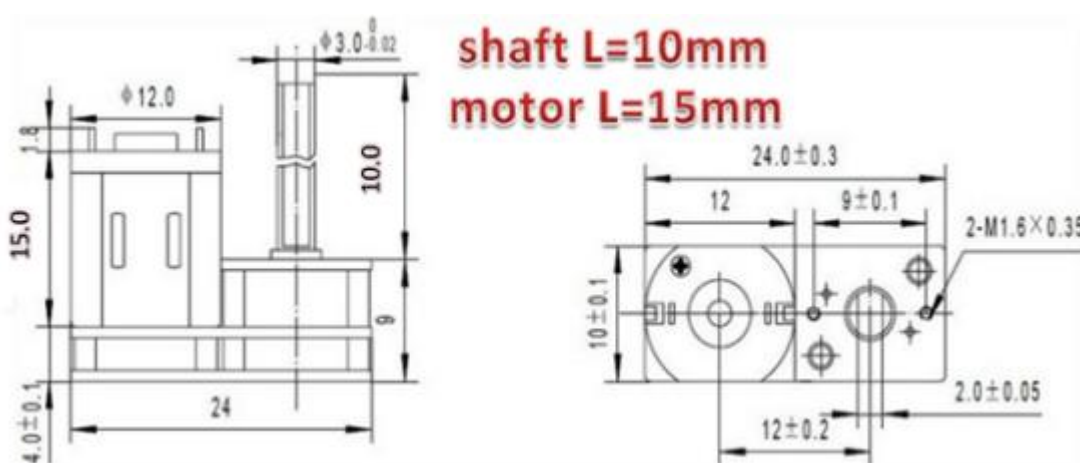
Os motores empregados neste projeto, obrigatoriamente, devem possuir algumas características fundamentais como: dimensões e peso reduzidos, faixa adequada de torque e pequena rotação de saída. Optou-se pelo motor da fabricante Yellow, por ser um motor de corrente contínua com caixa de redução modelo GA1024-N20, conforme Figura 63.



Fonte:< <http://www.dx.com/>> Data de acesso: 10/10/2016

FIGURA 63 - Motor GA1024-N20.

A Figura 64 apresenta as características dimensionais do motor GA1024-N20.



Fonte:< <http://www.dx.com/>> Data de acesso:10/10/2016

FIGURA 64 - Dimensões motor GA1024-N20.

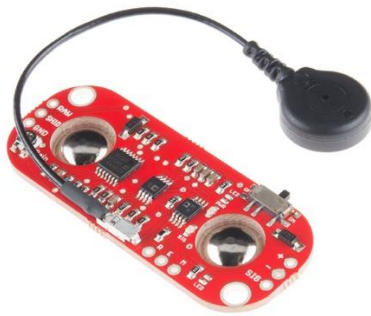
Na Tabela 3, tem-se as principais características do motor GA1024-N20.

TABELA 3 - Características motor GA1024-N20.

Característica	Especificação
Condições de Operação Padrão	
Tensão Nominal	6V
Redução	1/250
Temperatura	0 a 30°C
Desempenho do motor	
Velocidade sem carga	7700+-10% RPM
Corrente sem carga	20mA (máxima)
Corrente máxima até falhar	110mA (máxima)
Torque máximo até falhar	6gf.cm
Desempenho da Caixa de Redução	
Rotação de saída	30+-10% RPM
Torque máxima até falhar	1Kgf.cm
Torque nominal	350gf.cm
Velocidade nominal	23+-10% RPM
Ruído	45db
Características Físicas	
Dimensão	10mmx24mmx22mm
Peso	12g

4.3.1.2 Sensor mioelétrico

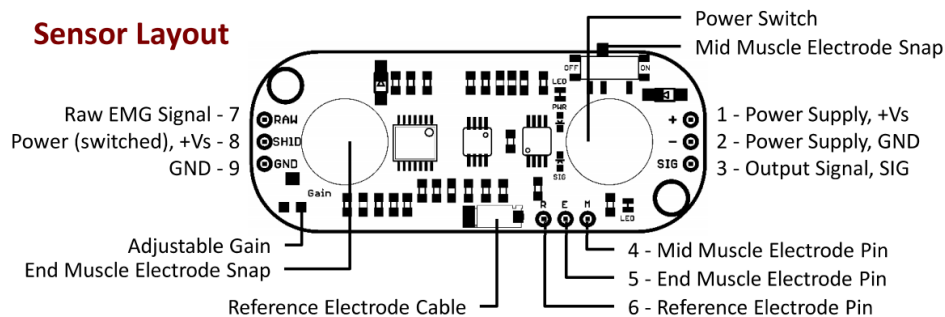
Quanto ao sensor mioelétrico, optou-se pelo sensor muscular MyoWare da fabricante Advancer Technologies, modelo AT-04-001 devido as suas características funcionais, que realizam a captação, amplificação e filtragem do sinal mioelétrico em um único dispositivo, facilidade de integração com a plataforma arduino, além de reduzidas dimensões e valor de mercado. Na Figura 65, tem-se o sensor mioelétrico AT-04-001.



Fonte:< <http://www.robotshop.com/>> Data de acesso: 15/10/2016

FIGURA 65 - Sensor AT-04-001.

Na Figura 66, tem-se do layout do sensor mioeletrico AT-04-001.



Fonte:< <http://www.robotshop.com/>>. Data de acesso: 15/10/2016

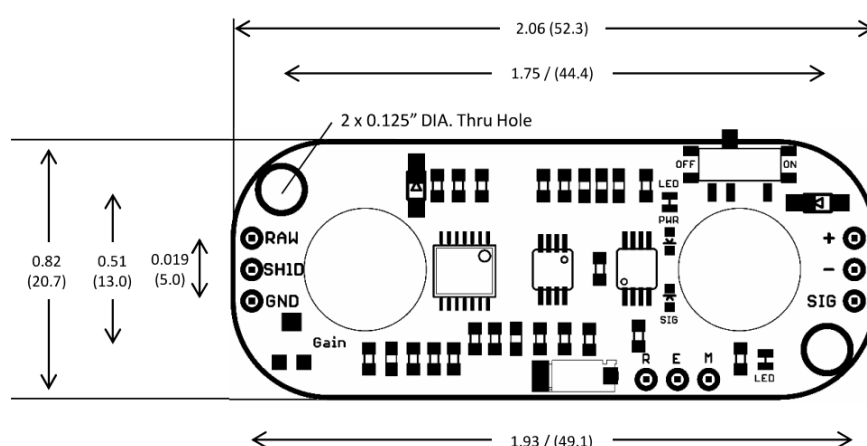
FIGURA 66 - Layout sensor AT-04-001.

A Tabela 4 apresenta as principais características elétricas do sensor mioelétrico AT-04-001.

TABELA 4 - Características elétricas sensor AT-04-001

Parâmetro	Mínimo	Nominal	Máxima
Tensão de alimentação	+3,1V	+3,3 ou 5V	+6V
Ajuste de ganho do potenciômetro	0,01Ω	50KΩ	100KΩ
Tensão do sinal de saída	0V	-----	+Vs
Impedância de entrada	-----	100GΩ	-----
Corrente de alimentação	-----	9mA	14ma

Quanto as reduzidas dimensões requeridas pelo projeto, observa-se na Figura 67 o tamanho do sensor em questão.

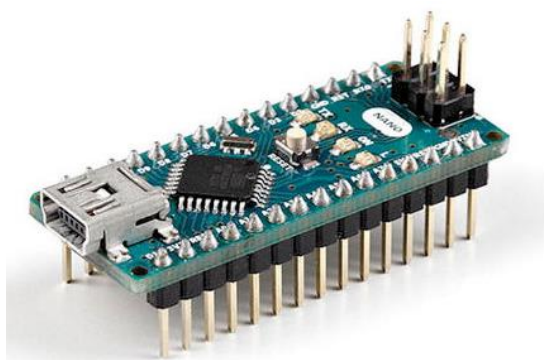


Fonte:< <http://www.robotshop.com/>>. Data de acesso: 15/10/2016

FIGURA 67 - Dimensões sensor AT-04-001 (dimensões em polegadas e milímetros).

4.3.1.3 Arduino nano

Adotou-se a plataforma de desenvolvimento arduino para realização do controle do protótipo proposto, devido ao código open-source e facilidade de desenvolvimento. Entre as diversas versões do arduino, optou-se pela versão nano devido às reduzidas dimensões da PCB (18,55mm x 43,18mm). A Figura 68 apresenta o arduino em sua versão nano.



Fonte:< <https://multilogica-shop.com/arduino-nano>> Data de acesso: 15/10/2016.

FIGURA 68 - Arduino nano.

Na Tabela 5, tem-se as principais características do arduino nano.

TABELA 5 - Principais características arduino nano.

Característica	Especificação
Microcontrolador	Atmel ATmega328
Tensão de operação	5V
Tensão de entrada (recomendado)	7-12V
Tensão de entrada (limites)	6-20V
Pinos digitais (I/O)	14 (6 saídas PWM)
Pinos de entrada lógica	8
Corrente por pino I/O	40mA
Memória Flash	16KB
SRAM	1KB
EEPROM	512bytes
Velocidade do clock	16MHz
Dimensões	18,55mmx43,18 mm

4.3.1.4 Circuito Integrado L293D

Empregou-se o circuito integrado L293D para o controle dos motores utilizados neste projeto. O encapsulamento do CI L293D possui duas pontes H requeridas para a inversão do sentido da corrente elétrica, resultando-se na contraversão de rotação do motor.

Na Figura 69, tem-se a representação simplificada de um circuito em ponte H. O funcionamento de um circuito em ponte H é através do acionamento das chaves de contato. Para rotação do motor no sentido horário, aciona-se as chaves SW1 e SW4. Já para a movimentação no sentido anti-horário, utiliza-se as chaves SW2 e SW3.

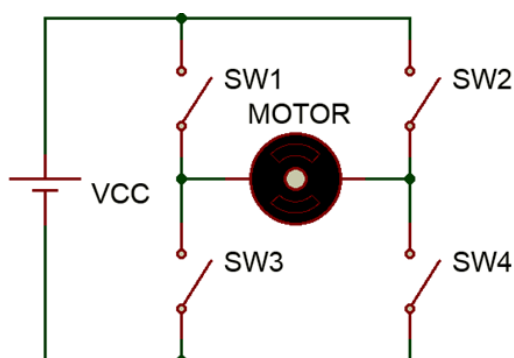
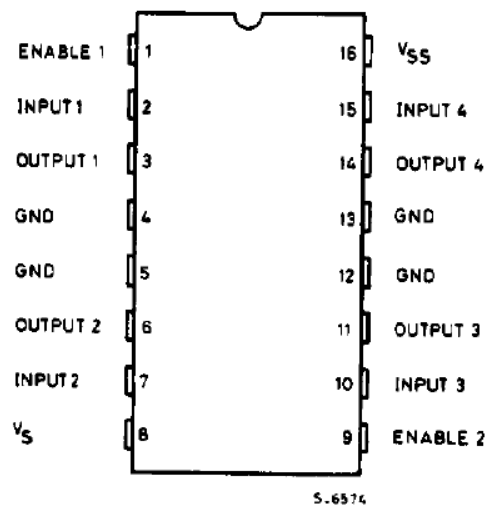


FIGURA 69 - Representação simplificada de um circuito em ponte H.

Observa-se na Figura 70 o layout dos pinos do CI L293D.



Fonte: :<www.alldatasheet.com>. Data de acesso: 15/10/2016

FIGURA 70 – Conexão dos pinos CI L293D.

4.3.1.5 Potenciômetro

Adotou-se o potenciômetro Trimpot Mini WH-188A devido as reduzidas dimensões e facilidade de adequação no projeto, conforme Figura 71.

Utilizou-se o potenciômetro em questão como um encoder com a finalidade de realização de controle de posição dos motores. Sendo assim, empregou-se um potenciômetro na extremidade do eixo de cada motor possibilitando obter-se o feedback de posição dos motores, necessário para o adequado controle do protótipo.



Fonte:< <http://www.centercompeletronicos.com.br/>>. Data de acesso: 16/10/2016.

FIGURA 71 - Potenciômetro Trimpot WH-188A.

4.4 Materiais

Uma prótese mioelétrica para membro superior requer algumas características como: resistência aos esforços mecânicos, baixo peso associado a capacidade de levantar cargas e proteção contra intempéries como umidade e poeira.

Os principais materiais empregados na confecção de componentes estruturais em próteses comerciais são as ligas metálicas de aço inox AISI 316, aço inox AISI 304, alumínio 7075-T651, titânio Ti-6Al-4V entre outras, em função das características mecânicas e biocompatibilidade ofertadas por essas ligas. O revestimento das próteses mioelétricas comerciais geralmente são dispostas em forma de luva cujo as funções são de flexibilidade, resistência, proteção contra intempéries, tornar o dispositivo mecânico mais anatômico, além é claro dos aspectos estéticos com adição de cor e textura, fundamentais para facilitar a aceitação do usuário.

Na tabela 6, tem-se as principais características mecânicas do alumínio 7075-T651.

TABELA 6 - Propriedades mecânicas do alumínio 7075-T651

Característica	Especificação
Módulo de elasticidade	73000 MPa
Resistência a tração	510-550 MPa
Dureza	170 HB (Brinell)
Peso específico	2,80 g/cm ³

Visando-se a fabricação de uma primeira versão de um protótipo para prótese mioelétrica nas quais as principais finalidades são as realizações de testes e obtenção de parâmetros de desempenho e funcionalidade, optou-se por materiais de baixo custo e disponibilidade facilitada. Portanto, utilizou-se o aço inox AISI 304 e o poliéster termoplástico PLA.

4.4.1 Aço Inox AISI 304

Os aços inoxidáveis são ligas ferrosas que geralmente possuem cromo, níquel e outros elementos de liga que ocasionam uma gama diversa de propriedades físicas e mecânicas,

acarretando em várias variantes destes aços, na qual destaca-se a propriedade de resistência contra a corrosão.

O aço inox AISI 304 é uma dessas variantes que apresenta boas propriedades mecânicas, soldabilidade e resistência a corrosão. Em temperatura ambiente contém baixo limite de escoamento, alto limite de resistência a tração e ductilidade. Na Tabela 7, tem-se as principais propriedades mecânicas do aço inox AISI 304.

TABELA 7 - Propriedades mecânicas do aço inox AISI 304

Característica	Especificação
Resistência ao escoamento	210 MPa
Resistência a tração	515-680 MPa
Alongamento mínimo	45%
Dureza	155 Vickers
Microestrutura	Austenítica

Portanto, optou-se pela utilização do aço inox AISI 304 para a confecção dos dispositivos de movimentação (barras de ligação) e elementos de fixação (parafusos, porcas e arruelas) devido as propriedades mecânicas e resistência à corrosão apresentadas por este material, na qual adequa-se ao projeto proposto.

4.4.2 PLA

Poli Ácido Láctico – PLA, é um poliéster termoplástico de fonte renovável (como milho), biodegradável, compostável, incinerável e reciclável recomendado para a fabricação de peças e componentes através do processo de impressão 3D devido ao seu valor acessível, facilidade de utilização e velocidade de impressão superior ao se comprado aos demais termoplásticos. Devido à alta fluidez de extrusão e baixa contração deste material, produz-se peças com excelentes padrões dimensionais e de acabamento superficial. Na Tabela 8, tem-se as principais características do PLA.

TABELA 8 - Principais Características do PLA

Característica	Especificação
Coloração	Pérola
Contração	Baixo (0,5%)
Densidade	1,25 g/cm ³
Temperatura de uso	-30°C a 60°C
Módulo de elasticidade	1673MPa
Resistência a tração	60MPa
Alongamento na força máxima	4%

Portanto, optou-se pela utilização do poliéster termoplástico PLA para a confecção do corpo estrutural (dedos, palma e dorso) do protótipo proposto, devido à baixa densidade, bom acabamento superficial e custo acessível. No entanto, observou-se que o PLA não apresenta as propriedades mecânicas requeridas para este projeto, contudo, adotou-se este material para confecção do protótipo em função dos custos de fabricação.

4.5 Fabricação

Para a fabricação dos componentes que não são comercializados no mercado, mas necessários para a confecção do protótipo, opta-se basicamente por três processos de fabricação, a impressão 3D, usinagem convencional e estampagem CNC.

O método de fabricação por impressão 3D é recorrente para os componentes confeccionados em PLA, ou seja, os dedos e as regiões palmar e dorsal (região oposta a palmar), devido aos custos de fabricação em função da complexidade geométrica dos componentes em questão. Basicamente, através do software Solid Edge é gerado um arquivo de configuração contendo todos os parâmetros tridimensionais do projeto desenvolvido, na qual é utilizado na impressora 3D para a fabricação dos componentes. Na Figura 72 tem-se a impressora 3D da fabricante Makerbot modelo Z18 similar à empregada na fabricação das peças do protótipo.



Fonte:< <http://www.makerbot.com/>> Data de acesso: 16/10/2016

FIGURA 72 - Impressora 3D Makerbot Z18.

Os métodos de fabricação por usinagem convencional e estampagem CNC são recorrentes para os componentes confeccionados em aço inox, que basicamente são as barras de ligação. As barras de ligação de dedos do conjunto A são confeccionadas através da puncionadeira CNC Yawei-Nisshinbo modelo HPI-3048, conforme apresentado na Figura 73. Um arquivo de configuração é gerado através do software Metalix contendo todos os parâmetros do componente em questão e utilizado pela puncionadeira para a fabricação deste componente.



Fonte:< <http://www.steelmach.com.br/>> Data de acesso: 16/10/2016

FIGURA 73 - Puncionadeira CNC Yawei-Nasshinbo HPI-3048.

A barra de ligação do dedo polegar é confeccionada através do processo de usinagem convencional em um torno universal da fabricante Nardini, modelo MS-205x1000, conforme Figura 74. O processo de usinagem empregado é o torneamento.



Fonte:< <http://www.nardinisa.com.br>> Data de acesso; 16/10/2016

FIGURA 74 - Torno Nardini MS-205x1000.

4.6 Montagem

Realizou-se a montagem de todas as peças do protótipo de forma manual.

Primeiramente, montou-se o mecanismo para o dedo polegar. Na Figura 75, tem-se todos os componentes utilizados para o mecanismo em questão (motor, eixo, dedo polegar e potenciômetro).



FIGURA 75 - Componentes para montagem do dedo polegar.

Realizou-se a montagem eixo-dedo polegar através de interferência de mecânica. Posteriormente, acoplou-se o eixo de saída do motor com o sistema eixo-dedo polegar. Acoplou-se o potenciômetro na extremidade do eixo oposta ao motor.

Em seguida, montou-se o conjunto do dedo polegar com a região palmar do protótipo, conforme Figura 76.

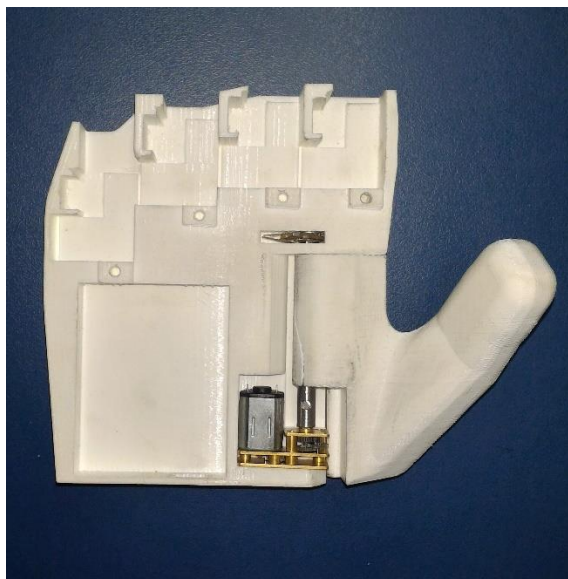


FIGURA 76 - Montagem dedo polegar.

Posteriormente, montou-se o mecanismo do dedo indicador. Os componentes necessários para montagem são as partes impressas do dedo em questão, barra de ligação, motor e potenciômetro, conforme Figura 77.



FIGURA 77 - Componentes do mecanismo para dedo indicador.

Acoplou-se as partes impressas juntamente com a barra de ligação formando-se a 2ª junção. Em seguida, acoplou-se o motor na base do mecanismo formando-se a 1ª junção. Posteriormente, acoplou-se o potenciômetro ao eixo do motor, conforme Figura 78.

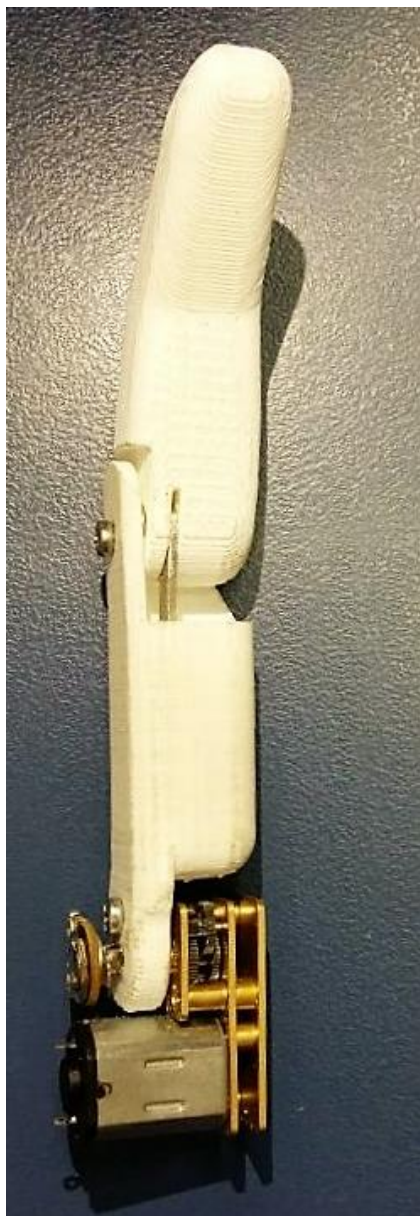


FIGURA 78 - Montagem dedo indicador.

Em seguida, acoplou-se o conjunto do dedo indicador na região palmar do protótipo, conforme Figura 79.

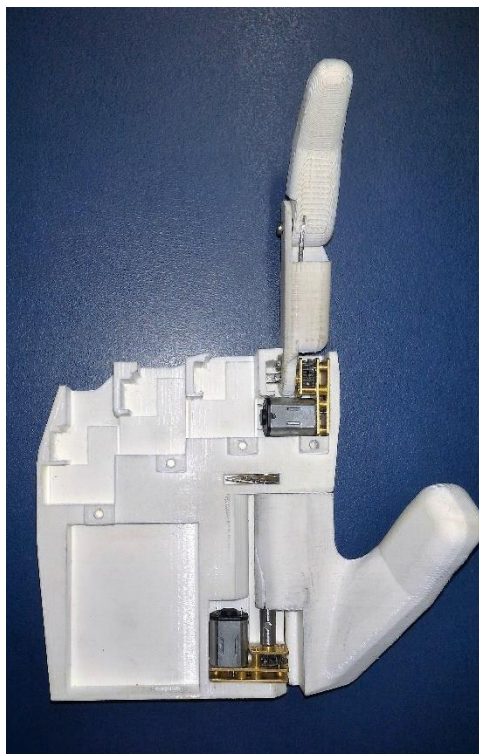


FIGURA 79 - Montagem conjunto dedo indicador e região palmar.

Posteriormente, montou-se os demais dedos do conjunto A e acoplou-se os mesmos na região palmar do protótipo conforme Figura 80.

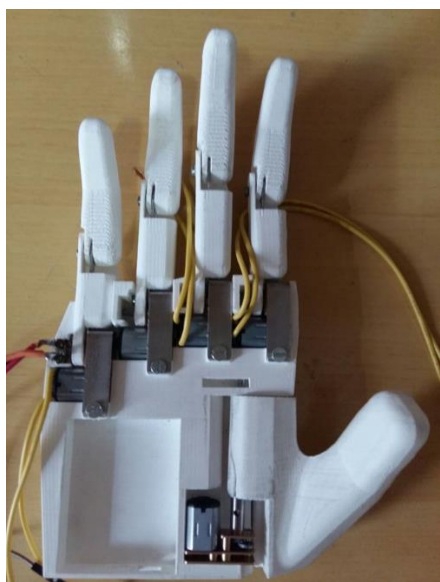


FIGURA 80 - Montagem dos demais dedos na região palmar.

4.7 Testes

Para testar o funcionamento e desempenho do protótipo de prótese mioelétrica para membro superior, foram realizados os testes a seguir.

4.7.1 Testes de movimentação

Os testes de movimentação são de fundamental importância pois é possível atestar o funcionamento adequado do protótipo.

Realizou-se o teste de abrir e fechar completamente a mão biônica, conforme Figura 81.

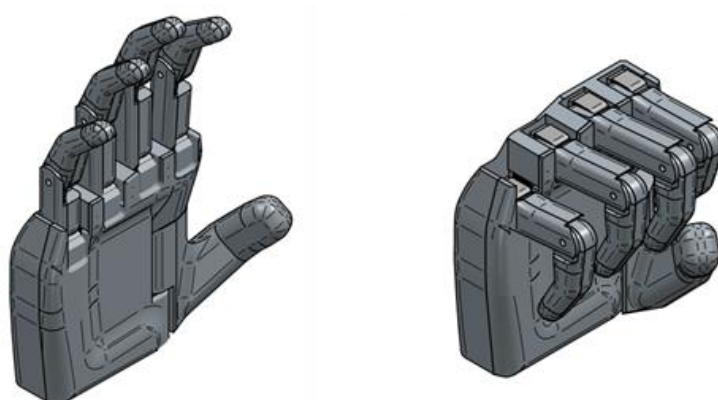


FIGURA 81 - Teste de movimentação do protótipo – abrir e fechar.

Posteriormente, realizou-se os testes de execução dos movimentos pré-definidos conforme Figura 82.

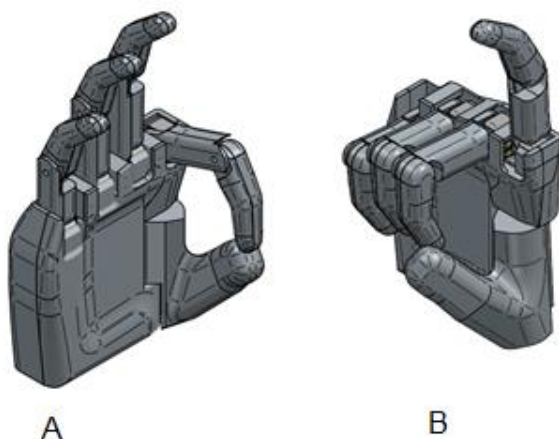


FIGURA 82 – Movimentos Pré-Definidos A) Movimento de pinça B) Movimento indicador.

4.7.2 Teste de velocidade

O teste de velocidade garante o desempenho adequado do protótipo para a realização dos movimentos pré-estabelecidos com temporização correta, que resulta na similaridade de tempo de execução dos movimentos do protótipo em desenvolvimento em relação a mão humana.

Primeiramente, cronometrou-se o tempo necessário para um dos dedos do conjunto A realizar um movimento completo de extensão e flexão, conforme Figura 83.

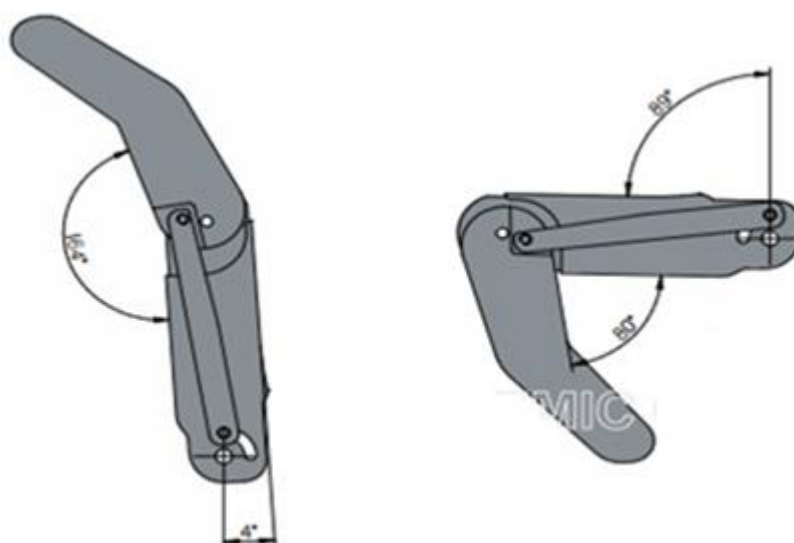


FIGURA 83 - Mecanismo dedo do conjunto A – amplitude de movimentos.

Após a cronometragem do tempo em questão, é possível obter a velocidade angular (ω) em função da razão entre a variação angular ($\Delta\theta$) e tempo (t) dos dedos do conjunto A, através da expressão:

$$\omega = \frac{\Delta\theta}{t}$$

Aplicou-se o mesmo procedimento de teste de velocidade para o mecanismo do dedo polegar, na qual cronometrou-se o tempo necessário para o dedo polegar realizar movimentos completos de abdução e adução, conforme Figura 84.

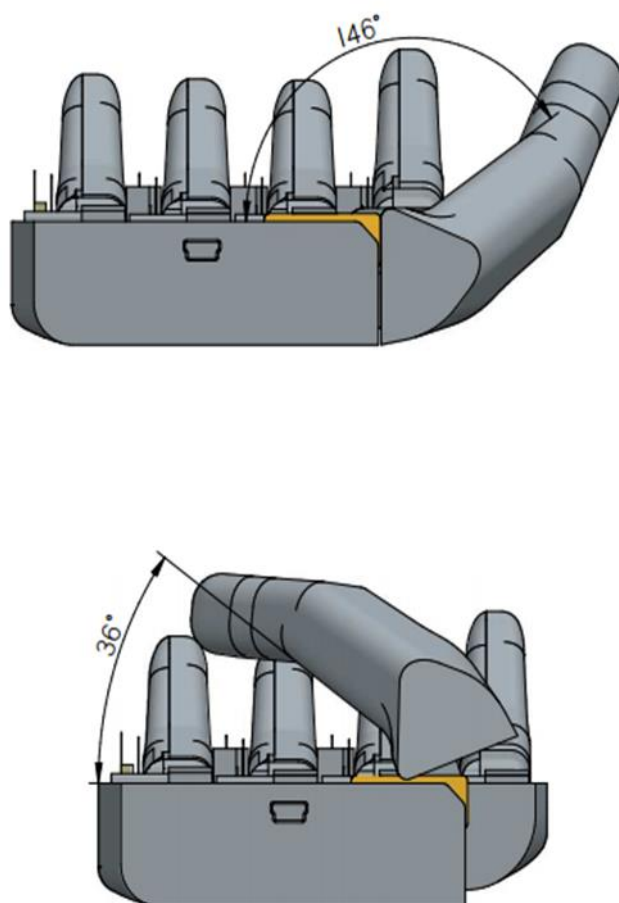


FIGURA 84 - Mecanismo de movimentação dedo polegar - amplitude de movimentos.

4.7.3 Teste de Força (bola fisiobol)

O teste direto de força para o protótipo tem a finalidade de indicar os valores de preensão palmar e a capacidade do mecanismo no suporte de cargas, fundamentais para garantir a aptidão deste projeto em tarefas diárias como segurar e operar objetos.

Contudo, devido à complexidade em elaborar um teste direto de força para o protótipo, principalmente em função da indisponibilidade de um equipamento específico para este fim (dinamômetro adequado), optou-se pelo teste de força comparativo.

O teste de força comparativo baseia-se na capacidade do protótipo em comprimir diversas fisiobols que possuem resistências mecânicas distintas, graduadas em suave, média e forte, conforme Figura 85.



Fonte: <<http://www.ispsaude.com.br/>>. Data de acesso: 16/10/2016.

FIGURA 85 - Bolas Fisiobols.

As fisiobols são bolas fisioterápicas utilizadas na prevenção e tratamento de lesões por esforços repetitivos, distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho, fortalecimento de mão, punhos e antebraços, estimulação sanguínea e relaxamento.

4.8 Resultados

Em relação ao projeto mecânico, observou-se que todos os mecanismos de movimentação funcionaram de forma adequada e de acordo com as análises cinemáticas realizadas no software CAD 3D Solid Edge, o que possibilitou ao protótipo realizar os

movimentos estabelecidos na fase de projeto. Contudo, o tipo de acoplamento empregado na interface eixo do motor e base dos dedos do conjunto A, apresentou excessivo desgaste em função do material PLA não possuir as propriedades mecânicas requeridas para o projeto, sendo necessário projetar novamente o acoplamento em questão. Na Figura 86, tem-se os dois acoplamentos desenvolvidos.

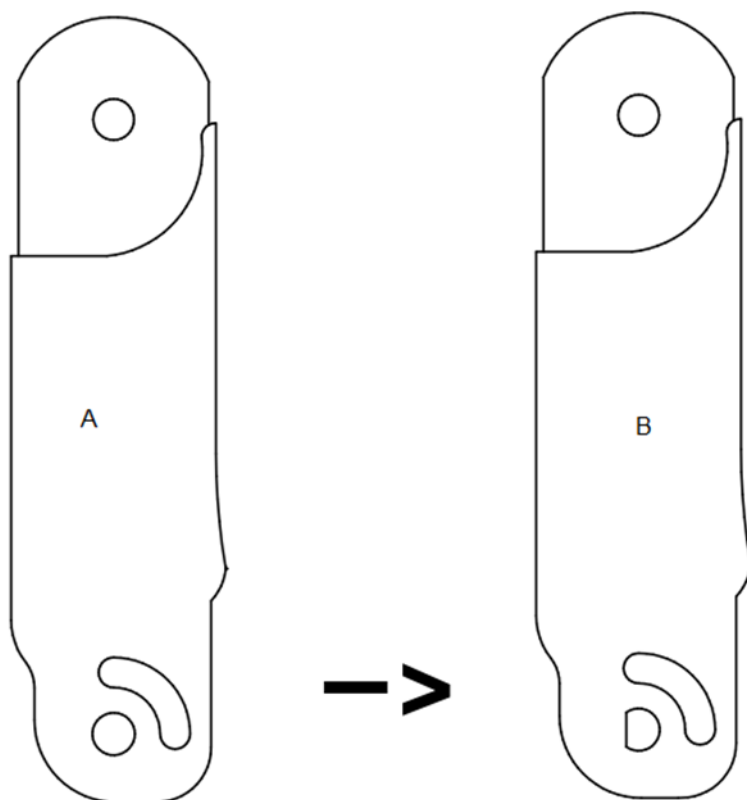


FIGURA 86 - Acoplamento para motor a) Acoplamento que falhou; b) Acoplamento redesenhado.

Destaca-se que os mecanismos dos dedos médio e mínimo falharam após a execução de alguns testes, devido a presença de partículas sólidas na caixa de redução do motor, o que ocasionou o travamento do motor e danos estruturais aos componentes confeccionados em PLA. Optou-se por adotar uma posição fixa dos dedos em questão para permitir a movimentação do protótipo, na qual realizou-se o travamento dos componentes da 2ª junção através de cola adesiva composta por cianoacrilato, conforme Figura 87.



FIGURA 87 - Adaptação de travamento da 2ª junção realizada nos dedos médio e mínimo.

Em relação ao PLA, material utilizado para os componentes fabricados pelo processo de fabricação por impressão 3D, optou-se pelo mesmo basicamente em função dos custos de fabricação, contudo, este material não possui as propriedades mecânicas requeridas para este projeto, conforme explanado no item 4.4.2. Para as futuras versões do protótipo desenvolvido, visando-se a realização de demais testes de movimentação, força e velocidade, recomenda-se manter o processo de fabricação por impressão 3D já que permite um custo de fabricação inferior em relação aos processos de fabricação tradicionais, todavia, alterar o polímero empregado, orienta-se utilizar o ABS ou PETG, já que estes materiais possuem características mecânicas superiores ao PLA.

Em relação ao projeto eletrônico, observou-se que o circuito proposto apresentou funcionamento adequado e permitiu assim controlar perfeitamente o protótipo na execução dos primeiros testes de movimentação.

Contudo, ao executar-se várias rotinas de testes, percebeu-se a falta de rigidez estrutural do encoder, na qual as partes metálicas deste componente apresentavam excessivo desgaste resultando na oscilação do sinal analógico emitido pelo mesmo, acarretando em perda de referência dos dedos do protótipo com a plataforma arduino.

Na Figura 88, tem-se um encoder com estrutura danificada devido a utilização nos testes de movimentação do protótipo.

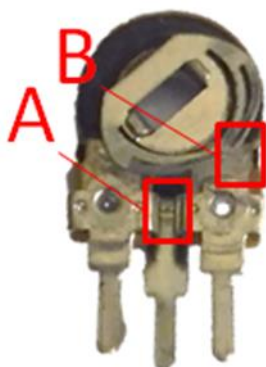


FIGURA 88 - Encoder com estrutura danificada.

Destaca-se ainda na figura 88 os detalhes A e B. No detalhe A, observa-se a pequena distância entre os terminais do encoder, algo agravante quando este componente está inserido em seu alojamento na região palmar do protótipo, na qual quando a prótese realiza os movimentos, os terminais entram em contato ocasionando na invalidade do sinal recebido pelo arduino. No detalhe B, observa-se a fragilidade do encoder após uma média de execução de 10 movimentos, na qual a chapa metálica responsável por deslizar sobre estrutura é danificada, ocasionando na não emissão do sinal analógico (feedback de posição) independentemente da posição dos dedos da mão biônica.

Optou-se em abortar a utilização deste componente devido a não confiabilidade para a execução dos movimentos do protótipo após um curto ciclo de operação. No entanto, recomenda-se o estudo para viabilizar o emprego de outros modelos de potenciômetros, sendo que este componente é fundamental para garantir o adequado funcionamento da protótipo.

Devido a remoção dos potenciômetros responsáveis por aferir as posições dos eixos dos motores e consequentemente dos dedos do protótipo, definiu-se a movimentação do protótipo em função do tempo na qual os motores permanecem energizados, executando-se assim os movimentos desejados. Entretanto, ocorreram alterações com relação a parte de programação do arduino em função da remoção dos componentes em questão, no entanto, manteve-se a lógica de leitura e controle dos sinais mioelétricos para a operação do protótipo.

As alterações da programação (firmware desenvolvido), foram basicamente a remoção dos laços de lógica que atrelavam os movimentos dos dedos aos valores dos potenciômetros, na qual foi substituído por uma lógica de energizar os motores por períodos de tempo ocasionando um efeito em cascata, ou seja, energiza-se um motor aguardando o tempo estabelecido, sendo que após este período remove-se a energia e aciona-se o próximo motor. Na Figura 89, tem-se o fluxograma de programação da prótese baseado em períodos de tempo para energizar os motores.

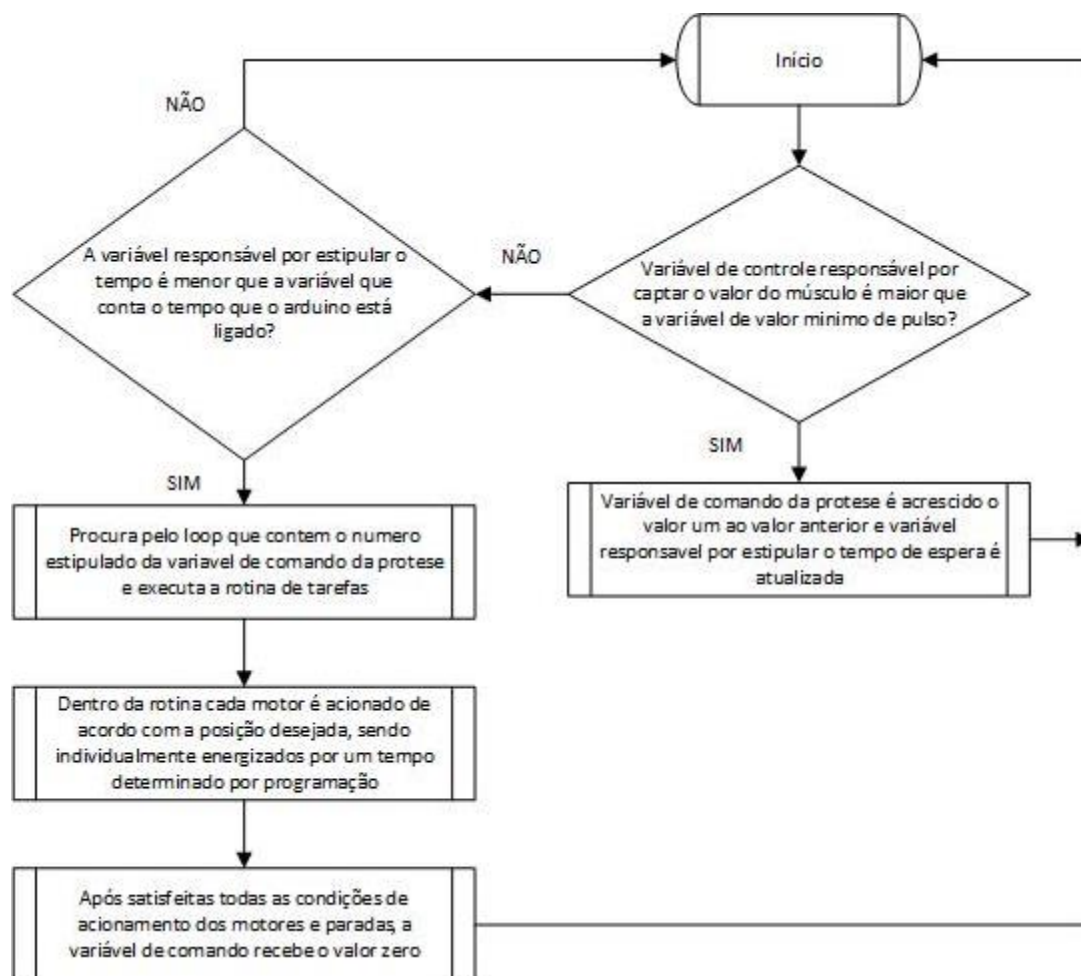


FIGURA 89 - Fluxograma referente a realização do comando da prótese em função de períodos de tempo para energizar os motores.

Portanto, desenvolveu-se um novo circuito eletrônico adequado aos problemas presentes durante a construção do protótipo. Tem-se na Figura 90, o circuito eletrônico empregado no protótipo de prótese mioelétrica para membro superior.

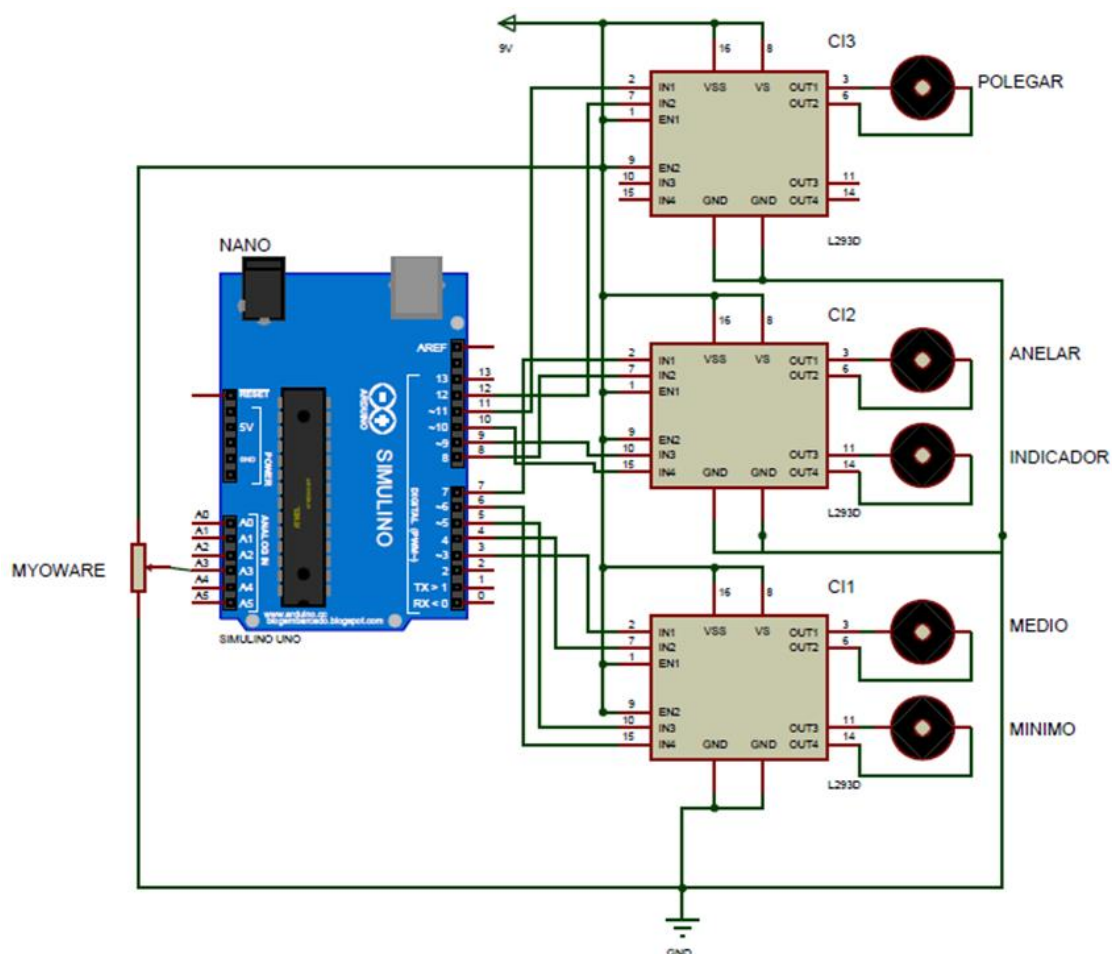


FIGURA 90 - Circuito eletrônico empregado no protótipo.

A energia utilizada para alimentar o protótipo e realizar os testes foi proporcionada por uma fonte de alimentação digital para bancada da marca Impac modelo IP-242, na qual utilizou-se 9 volts como tensão de alimentação. A fonte foi necessária devido a sensibilidade do sensor mioelétrico as pequenas variações de tensão.

Em razão de todos os problemas relatados e por conta do grande número de testes que foram realizados, não tornou-se possível a fabricação da placa de circuito impresso conforme o previsto. Portanto, para os testes e operação do protótipo, montou-se o circuito eletrônico em uma protoboard.

Na Figura 91, tem-se a configuração de montagem para os testes finais do protótipo.

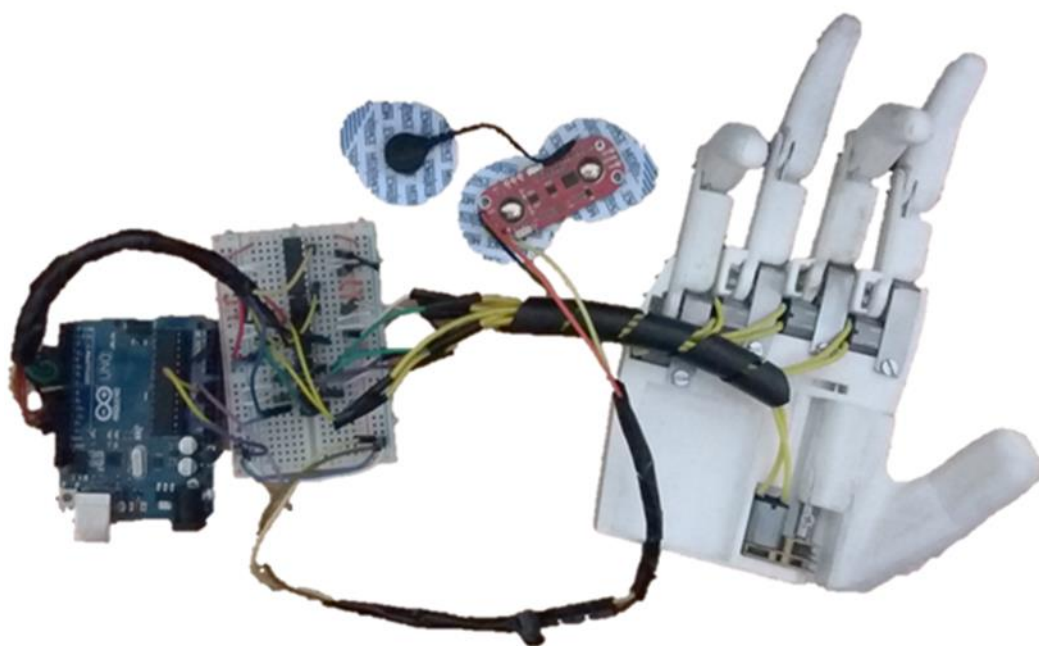


FIGURA 91 - Adaptações para os testes do protótipo.

4.8.1 Testes de Movimentação

Os testes de movimentação foram executados com sucesso.

Na Figura 92, tem-se o teste de movimentação de abrir e fechar a mão biônica.

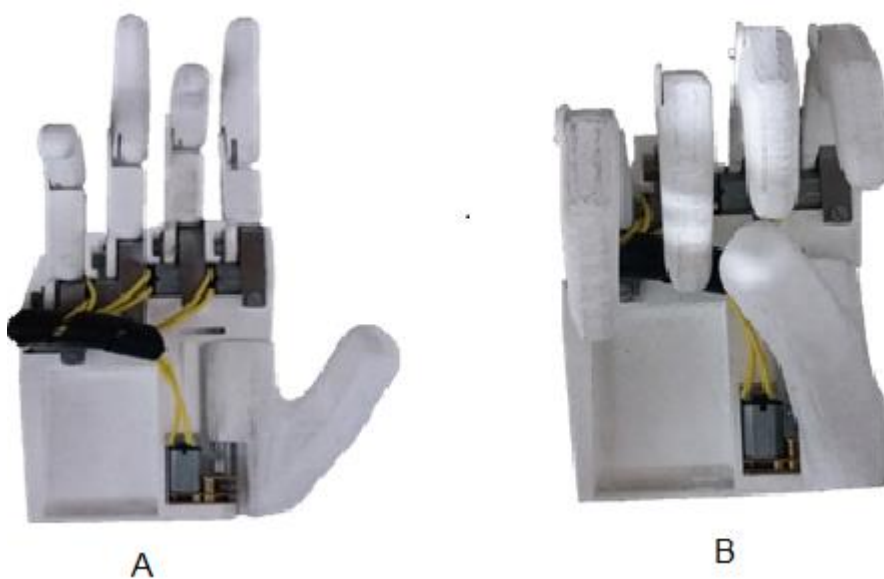


FIGURA 92 - Teste de movimentação A) Abrir a mão biônica B) Fechar a mão biônica.

Na Figura 93, tem-se o teste de movimentação na qual realiza-se os movimentos pré-definidos de pinça e indicador.

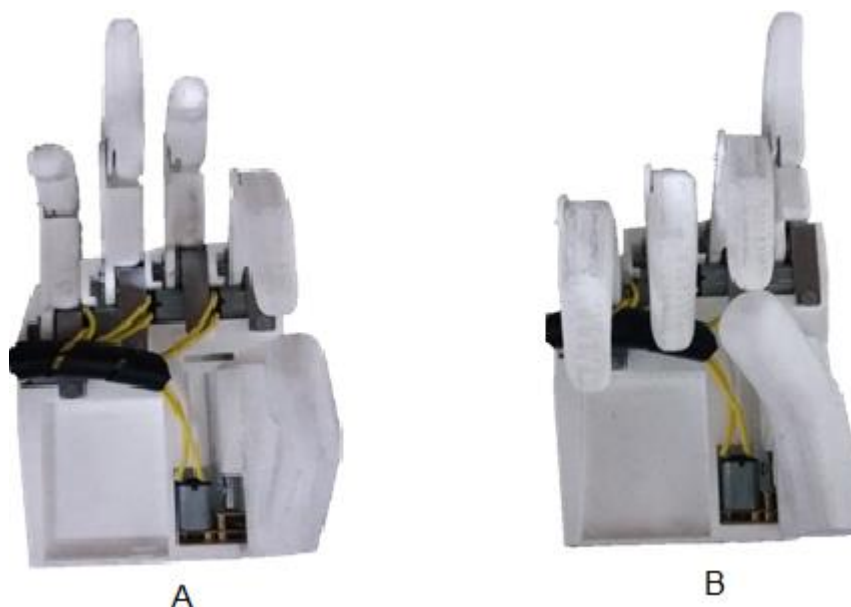


FIGURA 93 - Teste de movimentação A) Movimento de Pinça B) Movimento Indicador.

4.8.2 Teste de Velocidade

A Tabela 9 apresenta os resultados referentes ao teste de velocidade.

TABELA 9 - Resultados do teste de velocidade.

	$\Delta\theta$	T	ω
Dedos Conjunto A	85°	0,6s	141,66 °/s
Dedo Polegar	111°	0,6s	185 °/s

Observa-se que o tempo de execução dos movimentos dos dedos do conjunto A e do dedo polegar, assemelha-se ao tempo gasto de uma mão humana ao executar os mesmos movimentos.

Destaca-se que a velocidade de movimentação de cada dedo pode ser controlada, tanto com acréscimo ou decréscimo de velocidade, adequando-se ao tipo de movimento realizado pelo protótipo.

4.8.3 Testes de Força

Devido ao PLA não possuir as propriedades mecânicas requeridas pelo projeto, durante a fase de testes de movimentação e velocidade algumas partes dos componentes confeccionados por este material apresentaram excessivo desgaste e até ruptura. Portanto, optou-se pela não realização do teste de força que acarretará em danos ao protótipo, não permitindo assim continuar com os demais testes de desempenho.

5 CONCLUSÃO

Este trabalho apresentou o desenvolvimento e prototipagem de uma prótese mioelétrica para membro superior, baseado no conceito de realizar o número máximo possível de movimentos com quantidade reduzida de componentes e dispositivos de movimentação, que permitiu o desenvolvimento de um projeto inovador e adequado em termos financeiros, que possibilitou a fabricação de um protótipo de testes.

Na atual versão do protótipo não executou-se o teste de força devido ao excessivo desgaste e ruptura de algumas partes das peças confeccionadas em PLA. Recomenda-se em futuras versões do protótipo a execução dos testes de força, obtendo-se assim parâmetros de desempenho não apenas dos materiais empregados, mas também dos motores utilizados.

Para a versão final deste protótipo, recomenda-se fabricar os componentes estruturais em materiais como aço inox AISI 304, aço inox AISI 316, alumínio 7075-T651, titânio Ti-6AL-4V, entre outros, em função das propriedades mecânicas e biocompatibilidade. Para os componentes confeccionados em polímero, recomenda-se o emprego de fibra de carbono, devido à baixa densidade e as excelentes propriedades mecânicas.

Outras etapas ainda serão necessárias para o desenvolvimento deste protótipo, tais como, o estudo detalhado referente ao sinal mioelétrico em pontos chave como geração, captação, amplificação e filtragem, ou seja, aprofundar no controle da prótese, realizar estudos para a elaboração de um revestimento anatômico para o protótipo adicionando aspecto similar a pele humana e sensores para acrescentar as sensações ao toque, desenvolver a interface entre o membro amputado e a prótese e realizar testes em usuários.

Por fim, esse trabalho visa contribuir com o desenvolvimento tecnológico em âmbito nacional, mais especificamente no mercado de prótese mioelétrica para membro superior na qual é dominado por empresas estrangeiras, testando os conceitos de um produto inovador e abrangente para a população com estrutura e mecanismos relativamente simples, porém de alta tecnologia e com a capacidade de realizar diversos movimentos contribuindo com o aumento da qualidade de vida do portador.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

MACPHERSON, R.M; GILROY, A.M; ROSS, M.L. **Atlas de Anatomia**. 2º ed. Guanabara Koogan, 2008.

DRAKE, R.L; VOGL, A.W; MITCHELL, A.W.M. **Anatomia clínica para estudantes**. 3º ed. São Paulo; Elsevier, 2015.

NORTON, R.L. **Projetos de Máquinas – Uma Abordagem Integrada**. 4º. Porto Alegre; Bookman, 2013.

LOPES, R.F.G; **Processo de conversão A/D para aquisição de sinais mioelétricos**. 2014. Tese de mestrado – Curso de Engenharia Eletrotécnica de Computadores, Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Portugal.

CAMARGO, D.R; **Desenvolvimento de protótipo de uma prótese antropomórfica para membros superiores**. 2008. Tese de mestrado – Curso de Engenharia Elétrica, Departamento de Engenharia Elétrica, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos.

CUNHA, F.L; **Mão de são carlos, uma prótese multifunção para membros superiores – Um estudo dos mecanismos, atuadores e sensores**. 2002. Tese de doutorado – Departamento de Engenharia Elétrica, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos.

CLEMENTS, I.P; **How Prosthetic Limbs Work: The History of Prosthetic Limbs**. 2008. Disponível em: <<http://science.howstuffworks.com/prosthetic-limb1.htm>>. Acesso em: 21 abr. 2016.

WILLIAM; P; **The geniuses who invented prosthetic limbs: Moments of genius can strike at unexpected times. Here we look at some of the fearless inventors who pushed forward prosthetic technology**. 2015. Disponível em: <<http://www.bbc.com/future/story/20151030-the-geniuses-who-invented-prosthetic-limbs>>. Acesso em: 21 abr. 2016

LIVELY, M,W;. **J. E. Hanger Lost His Leg But Not His Ingenuity**. 2013. Disponível em: <<http://www.civilwarprofiles.com/j-e-hanger-lost-his-leg-but-not-ingenuity/>>. Acesso em: 21 abr. 2016.

POLIS, J. E;. **Projeto e Construção de Parte Estrutural de Prótese de Mão Humana com Movimentos**. 2009. 81 f. Tese de Doutorado - Curso de Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.

Site da empresa Ottobock – fabricante de próteses. Disponível em: <<http://www.ottobock.com.br/prosthetics/membros-superiores/>>. Acesso em: 21/04/2016.

Catálogo eletrônico da empresa RSLSteeper – fabricante de próteses. Disponível em < http://rslsteeper.com/uploads/files/173/rsllit256_u-l_prod_-_mech_and_spring_hands.pdf>. Acesso em: 21/04/2016.

THOMAZINI, D; ALBUQUERQUE, P.U.B; **Sensores industriais – fundamentos e aplicações**. 2 ed. Érica. São Paulo, 2006.

PETRUZELLA, F.D; **Motores Elétricos e Acionamentos**. 1 ed. Porto Alegre, Bookman 2013.

TRINDADE, R.H; **Estudo de máquinas elétricas não convencionais: motor brushless**. 2009. Tese de graduação – Escola de Engenharia de São Carlos. Universidade de São Paulo, São Carlos.

McROBERTS, M; **Arduino básico**. 1 ed. São Paulo, Novatec, 2011.

VIDAL, T; **Concepção de próteses mioelétricas de membros superiores baseada no estudo fisiológico**. 2008. Tese de mestrado – Faculdade de Engenharia Mecânica, Departamento de Projetos Mecânicos, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.

CURA, V,O; **Acionamento e controle de dedo de uma prótese para membro superior com realimentação proprioceptiva de força e temperatura**. 2005. Tese de mestrado – Departamento de Engenharia Elétrica, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos.

GARRIDO, B.M; **Controle de um motor de corrente contínua para uso em órteses e próteses**. 2008. Tese de mestrado – Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.

CUNHA, F.L; DYNNIKOV, V.I; **Detalhes construtivos de uma prótese antropomórfica para membros superiores – Um estudo das transmissões e acionadores**. Artigo apresentado no XV Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica, 1999. Universidade Federal do Espírito Santo.

RAMOS, A; **Metodologia da pesquisa científica: como uma monografia pode abrir o horizonte do conhecimento**. Atlas, 03/2009. VitalSource Bookshelf Online.

DEMO, P; **Praticar ciência: Metodologias do conhecimento científico - 1ª ed**. Saraiva, 2007. VitalSource Bookshelf Online.

TOGNETTI, M, A, R; **Metodologia da pesquisa científica**. Disponível em: http://sbi-web.if.sc.usp.br/metodologia_pesquisa_cientifica.pdf Acesso em: 27 maio de 2016.

BBC - British Broadcasting Corporation. Disponível em:
<http://www.bbc.com/portuguese/ciencia/story/2007/07/070727_primeiraproteeseegitofn.shtml
>. Acesso em: 20 de março de 2016.

MOURA, P.M.L.S; **Estudo da força de pressão palmar em diferentes faixas etárias do desenvolvimento humano**. 2008. Tese de mestrado – Programa de Pós-Graduação em Ciências de Saúde – Faculdade de Ciência da Saúde, Universidade de Brasília, Brasília.

DIAS, J,A. et al. **Força de preensão palmar: métodos de avaliação e fatores que influenciam a medida**. 2009. Artigo de revisão. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rbcdh/v12n3/a11v12n3.pdf>>. Acesso em: 15 de maio de 2016.

Brasil. Secretaria dos Direitos Humanos da Presidência da República – SDH/PR. Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência – SNPD. Coordenação-Geral do Sistema de Informações Sobre a Pessoa com Deficiência. **Cartilha do Censo 2010 – Pessoas com Deficiência**. Brasília, 2010. Disponível em: <<http://www.pessoacomdeficiencia.gov.br/app/sites/default/files/publicacoes/cartilha-censo-2010-pessoas-com-deficiencia-reduzido.pdf>>.

ANEXOS

ANEXO A – Programação responsável pelos testes com encoder em um dedo.

```

const int iSensorPin = A3;    //Sensor
MYOWARE

const int iMinThreshVal = 800; //Controle
sinal

int ABRE (7);                //Abre dedo

int FECHA (6);                //Fecha dedo

int SINAL_RECEBIDO (13);     //Controle se
foi contado o pulso

int sinal = 0;                //Controle de qual
movimento executar

unsigned long espera;         //Controle de
tempo de espera depois do ultimo pulso

unsigned long atual;          //Controle de
tempo atual

void setup()
{
  pinMode(ABRE, OUTPUT);

  pinMode(FECHA, OUTPUT);

  pinMode(SINAL_RECEBIDO,OUTPUT);
}

void loop()
{
  int iSensorVal = analogRead(iSensorPin);

  atual= millis();

  if (iSensorVal > iMinThreshVal)
  {
    sinal = sinal + 1;

    digitalWrite(SINAL_RECEBIDO,HIGH);

    delay(400);

    espera = atual + 5000;
  }

  if (atual>espera){
    if (sinal == 3)
    {
      do
      {
        digitalWrite(FECHA,HIGH);

      } while(analogRead(A0)<400); //Valor
Leitura do encoder

      digitalWrite(FECHA,LOW);

      sinal = 0;
    }

    if (sinal>5)
    {
      do
      {
        digitalWrite(ABRE,HIGH);

      } while(analogRead(A0)>200); //Valor
Leitura do encoder

      digitalWrite(ABRE,LOW);

      sinal = 0;
    }
  }

  digitalWrite(SINAL_RECEBIDO,LOW);
}

```