

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

Desenvolvimento de Prótese Eletromecânica de Membro Superior

Mateus Mayer
Pedro Henrique Costa de Oliveira Forli

São Paulo
2017

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

Desenvolvimento de Prótese Eletromecânica de Membro Superior

Trabalho de formatura apresentado à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Graduação de Engenharia

Mateus Mayer
Pedro Henrique Costa de Oliveira Forli

Orientador: Prof. Dr. Pai Chi Nan

São Paulo
2017

Catálogo-na-publicação

Mayer, Mateus. Forli, Pedro
Desenvolvimento de Prótese Eletromecânica de Membro Superior / M.
Mayer, P. Forli -- São Paulo, 2017.
99 p.

Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade de
São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.

1.Prótese 2.Biomecânica 3.Mão 4.Anatomia 5.Membro
Superior.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de
Engenharia Mecânica II.t. III.

RESUMO

Este trabalho desenvolveu uma prótese de membro superior impressa em 3D que apresenta seus atuadores e controladores na região braço. Para tanto, foi realizada uma pesquisa relativa à anatomia da mão humana, características necessárias às próteses e aos mecanismos e controladores utilizados em próteses. Em seguida, foi desenvolvido um projeto que apresenta um sistema de atuação através de cabos e molas, sendo os cabos utilizados para movimentos de retração dos dedos, de maneira ativa, e as molas utilizadas para o movimento de distensão, de maneira passiva. O controle do projeto proposto foi realizado por um sistema utilizando uma PIC16F676 como controlador e um sensor de proximidade em combinação com botões como input para ativação do mesmo. Os testes realizados mostram a exequibilidade do movimento de pinça e de garra de força da mão humana para agarrar objetos de pequenas dimensões, além da impressão 3D possibilitar uma construção rápida dos componentes.

ABSTRACT

This work has developed an upper limb prosthesis that is 3D printed and that have its actuators and controllers in the arm region. To do so, it was conducted a research about the human hand anatomy, prosthesis characteristics, mechanism and controllers applied to prosthesis. Next, it was developed a project that have an actuator system composed by cables and springs, in which the cables execute the retraction of the fingers, in an active way, and the springs execute the distention movement, in a passive way. The control of the project is made by a system that utilizes a PIC16F676 as controller and a proximity sensor in combination with buttons to work as inputs. The tests that were done show the feasibility of the pinch and strength claw movements, besides the 3D printing allowing a quick construction of the components.

SUMÁRIO

Lista de Figuras	8
Lista de Tabelas.....	10
1. Introdução	11
1.1. Motivação	11
1.2. Próteses de Membro Superior	11
1.2.1. Definição e Classificação.....	11
1.2.2. Exemplos de Próteses de Membro Superior	13
1.3. Objetivos.....	15
2. Fundamentação Teórica.....	16
2.1. A Mão Humana.....	16
2.2. Mecanismos	19
2.2.1. Engrenagens	19
2.2.2. Polias	21
2.2.3. Outros Mecanismos.....	22
2.3. Materiais.....	22
2.3.1. Polímeros termofixos	23
2.3.2. Polímeros termoplásticos	23
2.3.3. Metais	23
2.3.4. Outros materiais	24
2.4. Sistemas de Comando para Próteses de Membro Superior	24
2.4.1. Sistemas de Arreio	25
2.4.2. Comando por Sensor de Proximidade.....	25
2.4.3. Comando por Miografia Mecânica	26
2.4.4. Comando por Eletromiografia.....	26
2.4.5. Comando Neuroelétrico	27
3. Projeto.....	28
3.1. Projeto Mecânico	28
3.1.1. Dedos	29
3.1.2. Polegar.....	31
3.1.3. Mão	32
3.1.4. Braço	34
3.1.5. Análise Estática.....	35
3.1.6. Dimensionamento dos componentes	41
3.1.7. Análise Dinâmica	48
3.2. Projeto Eletrônico.....	55

3.2.1.	Matriz de Decisão	55
3.2.2.	Sistema de Controle	56
3.2.3.	Sensor	58
3.2.4.	Alimentação	60
3.2.5.	Controlador	61
3.2.6.	Circuito Elétrico	62
4.	RESULTADOS	64
5.	CONCLUSÕES.....	67
	Referências Bibliográficas	68
	Anexos	70
	Anexo 1 – Dedução das equações de energia de um dedo da prótese	70
	Anexo 2 – Código de simulação do modelo dinâmico	75
	Anexo 3 – Tabela de componentes	84
	Anexo 4 – Código PIC16F676.....	85
	Anexo 5 – Instruções de montagem	94

Lista de Figuras

Figura 1 - Níveis de Amputação.....	12
Figura 2 - Classificação de próteses de membro superior de acordo com a forma de energia.	13
Figura 3 - Mecanismo desenvolvido no projeto Openbionics	14
Figura 4 - Iowa Hand.....	14
Figura 5 - Prótese Hackberry.....	15
Figura 6 - Estrutura Óssea da Mão de um Adulto	16
Figura 7 - Estrutura subcutânea da palma da mão.....	17
Figura 8 - Funções da mão, suas configurações e objetos relacionados a cada função.	19
Figura 9 - Mecanismo com engrenagens cilíndricas	20
Figura 10 - Mecanismos com engrenagens cônicas. A) B)	20
Figura 11 - Mecanismo com polias. a) b) c) d).	21
Figura 12 - Esquema da mão de Stanford/JPL	22
Figura 13 - Slider Crank	22
Figura 14 - Esquema Simplificado do Controle de Locomoção Humano.....	24
Figura 15 - Possíveis caminhos da informação homem-prótese	25
Figura 16 - Esquema de Funcionamento de uma prótese mioelétrica.	27
Figura 17 - Vistas da prótese	29
Figura 18 - Vistas do dedo indicador	30
Figura 19 – Montagem do dedo indicador.....	30
Figura 20 - Comparativo entre dedo indicador e demais dedos	31
Figura 21 - Vistas do polegar	31
Figura 22 – Vistas da mão	32
Figura 23 - Vista explodida da mão.....	33
Figura 24 - Detalhe da base da mão	33
Figura 25 – Vistas do braço.....	34
Figura 26 – Vista explodida do braço.....	35
Figura 27 - Diagrama de corpo livre para dedo distendido	36
Figura 28 - Forças aplicadas na situação de máxima flexão	38
Figura 29 - Forças aplicadas na situação de máxima flexão para dedos médio, anelar e mínimo.....	39
Figura 30 - Esforços no polegar em posição de extensão.....	40
Figura 31 - Polegar em situação de máxima flexão.....	41
Figura 32 - Diagrama de corpo livre do carretel	42

Figura 33 - Cálculo do comprimento de arco	42
Figura 34 - Contato entre eixo e falange	46
Figura 35 - Dimensões do dedo modelado	48
Figura 36 - Configuração de máxima contração do dedo.....	49
Figura 37 - Diagrama de Corpo Livre do dedo	52
Figura 38 - Rotação da Falange Proximal	53
Figura 39 - Rotação da Falange Medial com relação a proximal.....	54
Figura 40 - Rotação da Falange Distal com relação a Medial.....	54
Figura 41 - Faixas de Leitura do Sensor no controle da movimentação do dedo.....	56
Figura 42 - Modelo conceitual do sistema de controle.....	58
Figura 43 - Circuito do sensor	59
Figura 44 - Circuito para o regulador de tensão	61
Figura 45 - Circuito elétrico da prótese adaptada.....	63
Figura 46 - Placa PCB do sistema de controle	63
Figura 47 - Fotos do protótipo desenvolvido	64
Figura 48 - Prótese segurando objeto com geometria favorável	65
Figura 49 - Uso de espuma para pegar objetos.....	65
Figura 50 - Fotos dos dedos retraídos.....	66
Figura 51 - Movimento de garra de força.....	66

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Músculos e Funções. Retirado de (CAMARGO, 2008).....	18
Tabela 2 – Parâmetros para análise analítica dos dedos estendidos	37
Tabela 3 – Resultados da análise analítica dos dedos estendidos.....	37
Tabela 4 – Constantes de mola para indicador e demais dedos.....	38
Tabela 5 – Parâmetros para análise analítica dos 3 dedos estendidos	39
Tabela 6 - Redução de comprimento do cabo para movimentação dos dedos	43
Tabela 7 - Intervalos de valores para o diâmetro do carretel do indicador	43
Tabela 8 - Intervalos de valores para o diâmetro do carretel dos demais dedos	44
Tabela 9 - Intervalo de valores para o diâmetro do carretel do polegar	44
Tabela 10 – Dimensionamento das molas	47
Tabela 11 - Critérios de Decisão do sistema de Controle.....	55
Tabela 12 – Matriz de Decisão Resultante	55
Tabela 13 - Características de sensores de proximidade	59
Tabela 14 - Características de fontes de energia	60
Tabela 15 - Características de opções de controladores	62
Tabela 16 – Tabela de componentes eletrônicos	84

1. Introdução

1.1. Motivação

Na sociedade moderna, indivíduos portadores de deficiências físicas ainda apresentam dificuldades de integração. Atividades simples, como abrir uma porta, andar ou erguer um copo podem oferecer grandes dificuldades (FRANCA, 2001). Além disso, equipamentos que auxiliem a realização dessas atividades se mostram de elevado custo, uma vez que exigem componentes de alto grau tecnológico e também apresentam formas personalizadas, já que muitas vezes precisam se adaptar ao corpo do usuário.

O trabalho com próteses envolve diversas áreas, desde as atividades médicas de amputação e pós-operatório, até o tratamento fisioterápico (CUNHA, 2002). Entre esses processos, está a confecção da prótese, sendo necessário, para uma boa adaptação do paciente, um projeto de bom desempenho, baixo custo e alto antropomorfismo (CARVALHO, 2000).

Segundo dados do Censo 2010 (IBGE, 2010), 7% da população brasileira apresenta algum tipo de deficiência motora. Além disso, apenas 3% dessas pessoas possuem acesso à algum tipo de prótese que possibilite a realização de movimentos, devido aos altos preços de próteses que envolvam equipamentos tecnológicos (ABOTEC - Associação Brasileira de Ortopedia Técnica).

1.2. Próteses de Membro Superior

1.2.1. Definição e Classificação

É possível definir prótese como sendo um dispositivo artificial que visa substituir membros ausentes ou má formação congênita (CAMARGO, 2008). O uso de próteses já possui registros históricos desde 500 a.C., entretanto o marco de seu desenvolvimento começa no século XV e XVI, a partir de nomes como Ambroise Paré e Leonardo da Vinci, que projetaram próteses tanto para membros superiores quanto para membros inferiores (CUNHA, 2002).

Com a segunda guerra mundial (1939 – 1945), ocorreram grandes quantidades de mutilações, o que gerou demanda de dispositivos para substituir os membros prejudicados, de

forma que este evento foi um marco para o desenvolvimento de próteses melhores e mais funcionais (CAMARGO, 2008).

Segundo (CARVALHO G. L., 2004) cerca de 70% dos usuários de próteses tendem a abandonar ou passar a fazer um uso esporádico das mesmas devido a não reprodução de características antropomórficas, tais como estética, movimentação e sensibilidade, e a dificuldade do controle de treinamento para o uso do equipamento. Assim, para se projetar este dispositivo é necessário conhecimento acerca da anatomia do membro a ser substituído assim como suas funções inerentes (CAMARGO, 2008).

Desta forma, para cada tipo de amputação ou problema congênito é necessário um projeto customizado para a definição do modelo a ser utilizado, de forma que se podem classificar as próteses em diferentes grupos.

O principal modo de classificar próteses de membro superior é quanto ao nível de amputação, que são definidos pela medicina de acordo com sua localização, devendo sempre se localizar o mais distal possível (CUNHA, 2002). A Figura 1 indica os principais níveis de amputação. É importante manter ressaltos e, quando possível, aproveitar o máximo dos ossos, de forma a facilitar a fixação e utilizar o máximo da parte restante do membro (também chamado de coto).

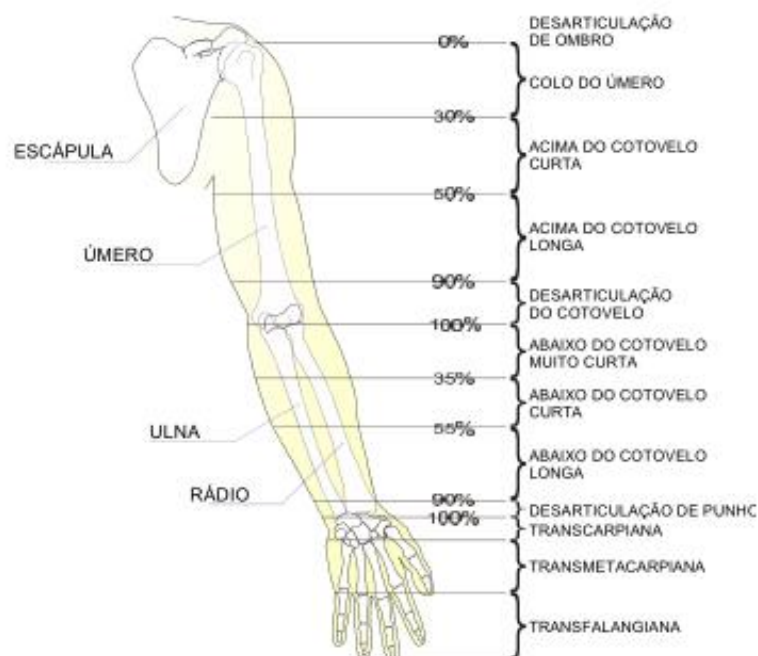


Figura 1 - Níveis de Amputação

Fonte: Retirado de (CUNHA, 2002)

Outra forma de classificação das próteses, relevantes para projetos de engenharia, é relativo sua fonte de energia, na qual uma das propostas de divisão é apresentada na Figura 2.



Figura 2 - Classificação de próteses de membro superior de acordo com a forma de energia.

Fonte: Retirado de (CUNHA, 2002)

De acordo com essa classificação as próteses passivas são aquelas que não possuem peças acionadas mecanicamente, ou seja, não possuem movimentos comandados pelo paciente, de forma que possuem finalidade estética ou são construídas com ferramentas específicas, como martelos ou ganchos, para realização passiva de trabalho. As próteses ativas, por outro lado, são controladas de alguma forma pelo paciente.

As próteses ativas também podem ser subdivididas em: de força própria, híbridas e de força externa. As de força própria são aquelas que utilizam a força de movimento do paciente para gerar outro movimento, elas podem vir de uma fonte direta, como o próprio membro lesionado, ou de uma fonte indireta. As próteses de força externa são aquelas que possuem um reservatório para geração de energia, como baterias ou gases, de forma a ativar um atuador que realizará o movimento. As híbridas são mistas entre as de força própria e força externa.

1.2.2. Exemplos de Próteses de Membro Superior

Um exemplo de prótese de membro superior a ser citado é o desenvolvido no projeto Openbionics, por (KONTOUDIS, 2015). O projeto visa o desenvolvimento de uma mão robótica opensource de baixo custo e baixo peso. O seu mecanismo de acionamento se baseia em realizar o movimento de flexão dos dedos através de cabos tracionados por um único

motor, enquanto que o movimento de extensão é feito de forma passivas, se aproveitando da elasticidade dos materiais que compõe o dedo (KONTOUDIS, 2015).

Este mecanismo apresenta apenas 1 atuador para o movimento dos 5 dedos. O movimento desejado pode ser selecionado pressionando botões que alteram o sistema de diferenciais e passam a não mais transmitir esforços para determinados dedos (KONTOUDIS, 2015). A Figura 3 mostra uma imagem da dorsal da mão protética, sendo possível observar os botões de seleção.

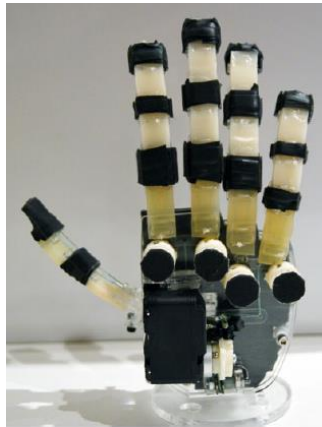


Figura 3 - Mecanismo desenvolvido no projeto Openbionics

Fonte: Retirado de (KONTOUDIS, 2015)

A Iowa Hand (YANG, 2004) é outro mecanismo subatuado. Nesta prótese, cada dedo é dotado de grande flexibilidade, sendo composto por um sistema de molas, ligações de compressão, cabos e conduítes, de tal maneira que cada mola atua como uma articulação (SONO, 2012). Seu funcionamento segue o apresentado no projeto Openbionics, de tal maneira que a flexão é ativa e a extensão passiva. A Figura 4 apresenta uma imagem da Iowa Hand.



Figura 4 - Iowa Hand

Fonte: Retirado de (SONO, 2012)

Outro exemplo é a “Mão de São Carlos” (CUNHA, 2002), uma prótese multifuncional composta por vários tipos de sensores que realizam o papel de feedback do movimento para o sistema nervoso central. O movimento dos dedos se aproxima bastante do movimento dos dedos humanos, pois neste trabalho o autor determina as relações entre as articulações durante o movimento do dedo humano e tenta reproduzir o movimento em cada dedo da prótese através de um sistema de cabos e polias.

Um dos projetos mais recentes de prótese é a Hackberry (Exiii, 2016), esta prótese open-source se difere das demais por utilizar um sistema de controle baseado em sensores de proximidade, no qual a medição da contração muscular da região do braço permite controlar o movimento da mão, de forma que o sistema de controle se torna mais barato e mais facilmente implementado. Além disso, os componentes estruturais dessa prótese são impressos em 3D, o que permite o barateamento da prótese, além de sua reconstrução em qualquer lugar do mundo. A Figura 5 mostra a prótese Hackberry.



Figura 5 - Prótese Hackberry

Fonte: Retirado de (Exiii, 2016)

1.3. Objetivos

O objetivo deste trabalho é o estudo e desenvolvimento de uma prótese de membro superior que possua seus atuadores e controladores na região do braço.

Desta maneira, a prótese será composta basicamente por dois elementos principais: um braço customizável e contendo os elementos de maior preço, sendo de maior duração, e a mão, de menor custo e passível de fabricação por impressão 3D.

2. Fundamentação Teórica

2.1. A Mão Humana

A mão humana é o mais importante órgão motor, destinada a uma multiplicidade de tarefas, como captar informações tácteis ou manipular objetos e alimentos, pode tomar diversas configurações estáticas e dinâmicas sendo, assim, fundamental para sobrevivência do ser humano (CUNHA, 2002).

Esta maleabilidade e funcionalidade da mão, deve-se ao fato desta possuir 23 graus de liberdade, sendo 5 para o polegar, quatro para cada um dos outros dedos e dois para a palma da mão, além disso é constituída por 27 ossos, 19 músculos situados dentro dela, 17 articulações e vários tendões ativados por músculos no antebraço (CARVALHO G. L., 2004). Na Figura 6 é mostrada a estrutura óssea da mão.

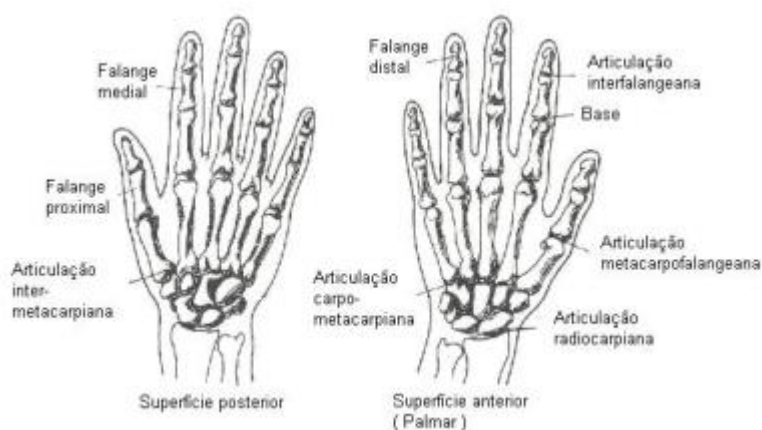


Figura 6 - Estrutura Óssea da Mão de um Adulto

Fonte: Retirado de (CURA, 2005)

O carpo, que constitui a parte do esqueleto do pulso, é formado por 8 ossos carpais, dispostos em duas fileiras de 4 ossos cada, que podem deslizar entre si, assim como cada osso desliza sobre outro adjacente, de forma que há alta mobilidade na região óssea do pulso (CAMARGO, 2008).

O metacarpo é definido como o conjunto de cinco ossos que ligam as falanges aos ossos do carpo formando a palma da mão. Cada osso metacarpal se articula com falanges proximais e formam as nodosidades da palma da mão (CAMARGO, 2008).

As falanges, por sua vez, são os ossos que formam os dedos, sendo que o polegar é constituído de duas falanges (proximal e distal) e os demais por três (proximal, medial e distal). É importante ressaltar que cada falange distal possui um formato achatado e expandido em sua extremidade de forma a aumentar área de contato com objetos e facilitar a preensão dos mesmos (CAMARGO, 2008).

Os conjuntos de músculos responsáveis pela movimentação da mão são os intrínsecos (se encontram na própria mão) e os extrínsecos (que se localizam no antebraço).

Os músculos intrínsecos são constituídos pelos músculos tênares e pelos hipotênares. O primeiro grupo é formado pelos músculos abdutor curto do polegar, flexor curto do polegar, oponente do polegar e abdutor do polegar, que são responsáveis pela eminência tênar na face lateral da palma e, assim, pela oposição do polegar. O segundo responsável por produzir a eminência hipotênar no lado medial da palma (controlado pelos grupos musculares lumbricais, interósseos palmares e interósseos dorsais) e a movimentação do dedo mínimo (controlado pelos músculos palmar curto, abdutor do dedo mínimo e oponente do dedo mínimo) (CAMARGO, 2008).

Os músculos extrínsecos são os dois flexores longos, localizados na parte do antebraço que liga os tendões as falanges: flexor profundo, que se liga as falanges distais; e o flexor superficial, que se liga as falanges médias. Esses músculos são responsáveis pela flexão dos dedos (CAMARGO, 2008).

A figura 7 indica os principais músculos envolvidos nos processos de movimentação da mão.

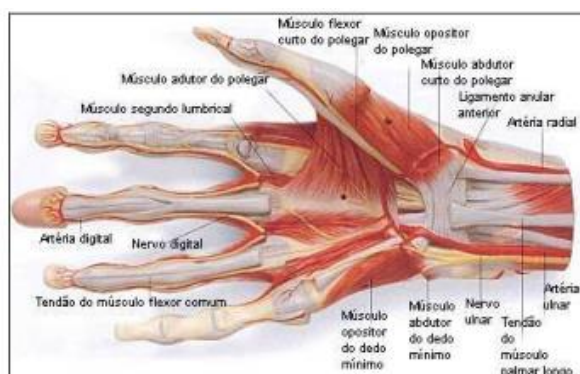


Figura 7 - Estrutura subcutânea da palma da mão.

Fonte: Retirado de (CAMARGO, 2008)

Tabela 1 ilustra os principais músculos e suas funções no que tange a movimentação da mão.

Tabela 1 - Músculos e Funções. Retirado de (CAMARGO, 2008)

Músculos	Funções
Lumbricais – Interósseos dorsais e palmares	Flexão e articulação do metacarpo
Extensor Comum dos Dedos Extensor Próprio do Indicador Extensor Próprio do 5º dedo	Extensão das articulações do metacarpo
Flexor superficial dos dedos (proximais) Flexor profundo dos dedos (distais)	Flexão e articulação interfalangianas proximais e dorsais
Interósseos dorsais – Abdutor do 5º dedo	Abdução dos dedos
Interósseos palmares	Abdução dos dedos
Abdutor longo e breve do polegar Longo palmar	Abdução do polegar
Adutor do Polegar – oblíquo transverso	Abdução do polegar
Oponente do Polegar Oponente do 5º dedo	Oposição do polegar e 5º dedo
Flexor breve e longo do polegar	Flexão das articulações metacarpoflangianas e interflangianas do polegar
Extensor longo e breve do polegar	Extensão das articulações metacarpoflangianas e interflangianas do polegar

A partir da estrutura muscular e óssea, a mão consegue realizar uma variedade de movimentos, entre eles podem-se abordar as chamadas “formas estáticas da mão”, na qual a mão assume diversas formas para segurar objetos constituindo um padrão, cada qual responsável por segurar um determinado objeto, conforme mostrado na Figura 8.

		FUNÇÕES	CONFIGURAÇÃO	OBJETOS	
PINÇAS	PINÇAS DÍGITO - DÍGITAIS	PINÇA DE FORÇA	O polegar em oposição ao dedo indicador, com uma grande parte da região das falanges distais dos dois dedos em contato entre si	Esferas, cilindros e troncos de cone com pequenos diâmetros; paralelepípedos com dimensões reduzidas e lâminas	
		PINÇA DE PRECISÃO	O polegar em oposição ao dedo indicador, com a ponta dos dois dedos em contato entre si	Esferas, cilindros e troncos de cone com pequenos diâmetros; paralelepípedos com dimensões reduzidas e lâminas	
	PINÇAS TRIDIGITAIS		O polegar em oposição aos dedos indicador e médio, com a ponta dos três dedos em contato entre si	Esferas, cilindros e troncos de cone com pequenos diâmetros; paralelepípedos com dimensões reduzidas	
GARRAS	GARRA COMPOSTA		O polegar em abdução, com sua polpa em contato com a região da face média do dedo indicador	Esferas, cilindros e troncos de cone com pequenos diâmetros; paralelepípedos com dimensões reduzidas e principalmente lâminas	
	GARRA DE FORÇA		Os quatro últimos dedos envolvem o objeto e o polegar, em oposição aos outros, mantém a garra fechada. Os dedos anular e mínimo servem para imprimir uma maior estabilidade à garra	Cilindros, troncos de cone e paralelepípedos que têm pelo menos uma dimensão bem maior que os limites da mão	
	GARRA EM GANCHO		Semelhante a Garra de Força, com a diferença que o sentido da força aplicada pelo objeto é axial em relação ao braço	Geralmente cilindros ou outras formas de objetos usados como alças	
	GARRA PALMAR		Semelhante à Pinça Tridigital, porém, todos os dedos envolvem o objeto, pressionando-o contra a palma da mão. Os dedos anular e mínimo contribuem para uma maior estabilidade da garra	Esferas, paralelepípedos, troncos de cones e cilindros que se restringem aos limites da mão	

Figura 8 - Funções da mão, suas configurações e objetos relacionados a cada função.

Fonte: Adaptado de (CUNHA, 2002).

2.2. Mecanismos

Parte essencial do trabalho é entender como os movimentos são realizados pela prótese, portanto é preciso se estudar os tipos de atuadores e transmissões utilizados. O trabalho de (CUNHA, 2002) apresenta um estudo sobre o princípio de funcionamento dos mecanismos mais comuns. Além desses, serão apresentados alguns mecanismos mais complexos já implementados, como os estudados em (SONO, 2012).

2.2.1. Engrenagens

Uma das opções para se transmitir movimentos, e simular o comportamento de dedos, é o uso de engrenagens, sendo possível o uso de engrenagens, como mostrado na Figura 9.

Porém, devido à necessidade de o mecanismo ter o aspecto de um dedo, o uso destes elementos é descartado, já que as engrenagens precisariam de diâmetros grandes (CUNHA, 2002).

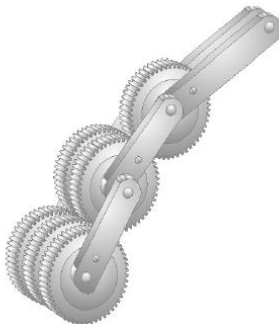


Figura 9 - Mecanismo com engrenagens cilíndricas

Fonte: Retirado de (CUNHA, 2002)

Outra opção é o uso de engrenagens cônicas. Nesta configuração existem duas configurações possíveis, representadas na Figura 10. (CUNHA, 2002) descreve o funcionamento destes mecanismos. A Figura 10A representa um mecanismo no qual o movimento é transmitido até a junta i pelas juntas anteriores $i-1$, $i-2$, etc. Já a Figura 10B representa uma situação na qual o movimento é aplicado diretamente na junta de interesse (a junta i). A configuração Figura 10B é mais interessante, uma vez que apresenta menor número de peças e menor peso, além de ser possível criar um sistema com 3 graus de liberdade ao se combinar os mecanismos com eixos vazados.

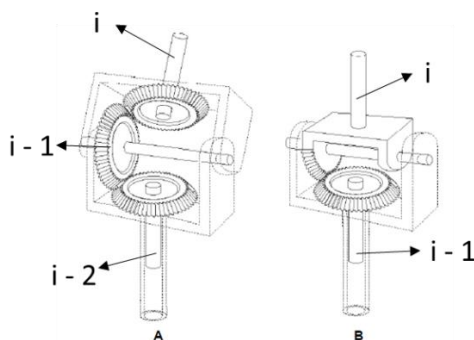


Figura 10 - Mecanismos com engrenagens cônicas. A) B)

Fonte: Modificado de (CUNHA, 2002)

Em ambas as configurações, é necessário um motor para cada elo do dedo a ser montado, o que impõe uma dificuldade na montagem do sistema.

2.2.2. Polias

Como descrito por (CUNHA, 2002), neste sistema de transmissão, de forma genérica, o movimento da i -ésima junta é obtido utilizando polias. Como exemplo, considerando o movimento de flexão e extensão de um dedo, o elo da junta distal possui uma polia, a junta média apresenta duas polias e a proximal apresenta três. As configurações possíveis deste mecanismo podem ser vistas na Figura 11.

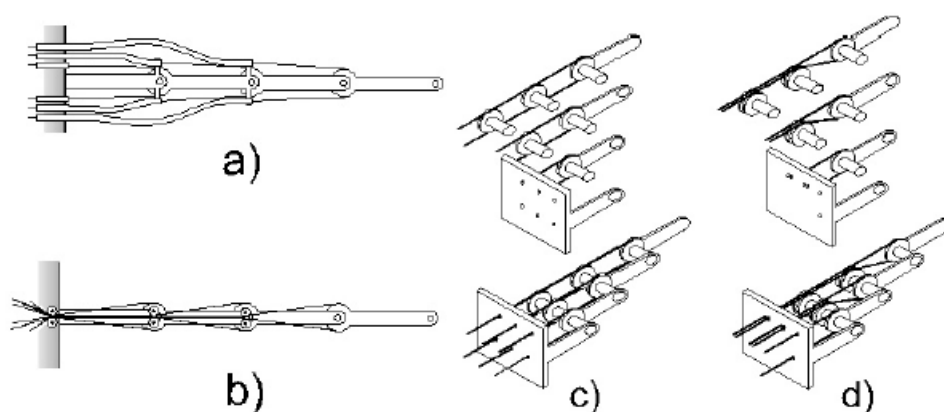


Figura 11 - Mecanismo com polias. a) b) c) d).

Fonte: Retirado de (CUNHA, 2002)

Nas Figura 11a e Figura 11b se observa o uso de conduítes para a condução do cabo até a base, de forma a diminuir o peso em relação às configurações 11c e 11d, porém aumentando o atrito (CUNHA, 2002). Já as Figura 11c e Figura 11d apresentam a configuração descritas por (CUNHA, 2002), nomeadas de CT Arm tipo 1 e 2, respectivamente, sendo que nestas configurações os esforços nos cabos são reduzidos, além de serem necessários n cabos, sendo n o número de graus de liberdade do mecanismo, e, consequentemente, o número de elos.

Outra opção para o uso de polias é a configuração da mão de Stanford/JPL, descrito em (CUNHA, 2002). Neste mecanismo, são necessários $n+1$ cabos, sendo n o número de graus de liberdade de um dedo. Na Figura 12, é possível observar o funcionamento desse mecanismo. Os cabos 1 e 2 atuam na junta 3, enquanto que os cabos 3 e 4 atuam na junta 2, ao mesmo tempo em que esses pares de cabos atuam em suas respectivas juntas, eles movem a junta 1.

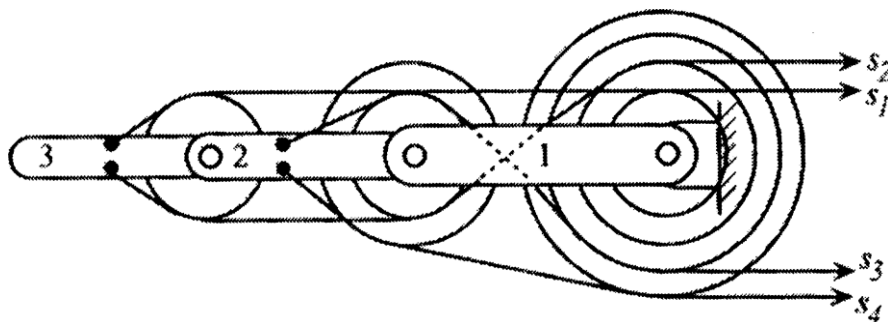


Figura 12 - Esquema da mão de Stanford/JPL

Fonte: Retirado de (LONDI, 2004)

Em todas as configurações apresentadas, são necessários o número de motores igual ao número de cabos, dessa maneira, a configurações CT Arm 1 e 2 apresentam um menor número de atuadores em relação à mão de Stanford/JPL.

2.2.3. Outros Mecanismos

Outro tipo de mecanismo passível de uso é o descrito por (CUNHA, 2002), conhecido como Slider Crank, é constituído por um atuador linear que aciona diretamente uma junta. Um esquema por ser visto na Figura 13. Neste mecanismo, cada junta também necessita de um atuador, porém seus componentes podem ter dimensões reduzidas.

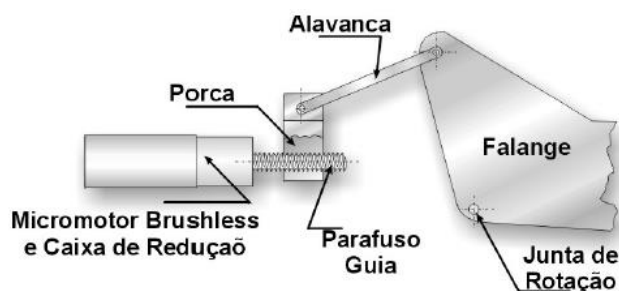


Figura 13 - Slider Crank

Fonte: Retirado de (CUNHA, 2002)

2.3. Materiais

Os mais diversos materiais podem ser utilizados para fabricação das próteses, variando de características conforme a sua função. De maneira geral, as peças estruturais devem ser leves e resistentes, enquanto que os revestimentos devem apresentar aspectos naturais e serem quentes ao toque. Essa seção irá detalhar os materiais mais comumente utilizados e suas características.

Vale a ressalva de que os materiais sempre devem ser estudados de acordo com as necessidades dos pacientes, com o objetivo de se evitar alergias e intoxicações devido ao contato da pele com certos materiais (YANG, 2004).

2.3.1. Polímeros termofixos

São muito usados para a confecção de envoltórios através do processo de laminação à vácuo, resultando em peças leves e resistentes. Apresentam a vantagem de serem facilmente moldados, permitindo a variação da espessura e dureza ao longo da peça, porém, uma vez que a peça seja feita, não é possível remolda-lá. Entre os polímeros termofixos, os mais comuns são os acrílicos e poliésteres (Amputee Coalition, s.d.).

2.3.2. Polímeros termoplásticos

Esses materiais podem ser utilizados tanto para peças estruturais quanto para peças de interface. Polipropileno é utilizado em peças estruturais, dada a sua alta rigidez, enquanto que o polietileno é utilizado em peças de interface por conta de sua flexibilidade (Amputee Coalition, s.d.).

Também podem ser feitas blendas de diferentes plásticos para se atingir as propriedades desejadas. Um exemplo disso é o Co-Polymer, uma mistura de polipropileno e etileno. Esse polímero apresenta rigidez moderada, porém possui certa flexibilidade e resistência às rachaduras (Amputee Coalition, s.d.).

2.3.3. Metais

Metais são geralmente utilizados em peças que estejam sob a ação de grandes esforços. O mais comum deles é o aço, já que apresentam grande resistência e é barato, no entanto é muito pesado, e por isso é utilizado em peças de pequenas dimensões. Uma alternativa para o aço é o alumínio, que é mais leve, porém menos resistente. Outro metal utilizado é o titânio. É mais leve e resistente que o aço, porém apresenta custo mais elevado (SONO, 2012).

2.3.4. Outros materiais

A madeira também pode ser utilizada para confecção de envoltórios, apresentando as vantagens de ser leve e ter contato suave com a pele, porém a sua utilização adequada requer grande habilidade para a fabricação de peças (YANG, 2004).

Outro material passível de utilização é o couro, que pode ser utilizado para confecção de envoltórios e suspensões, além de material de revestimento. Apresenta a vantagem de ser de fácil manuseio, porém pode causar irritações e desconforto na pele (YANG, 2004).

2.4. Sistemas de Comando para Próteses de Membro Superior

De maneira simplificada, conforme a Figura 14, o controle locomotivo de um ser humano se origina no sistema nervoso central que comanda um impulso elétrico para o sistema esquelético/muscular de forma que este gerará uma força, ou movimento de um dado membro do corpo, por meio de sensores, como visão ou tato, haverá feedback do estado do membro para o sistema nervoso central (Karlsson, 2010).

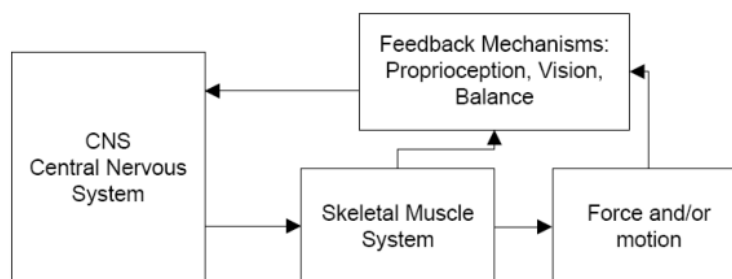


Figura 14 - Esquema Simplificado do Controle de Locomoção Humano.

Fonte: Retirado de (Karlsson, 2010)

Uma prótese deve, idealmente, ser controlada sem que exija esforço ou treinamento do usuário, de forma que ela simule de forma fiel o membro natural (BARROS, 2005). Desta forma, deve simular de maneira fiel o comportamento descrito anteriormente. A Figura 15 representa o diagrama de fluxo homem-prótese. A realimentação do tipo A é visual, enquanto que a do tipo B é sensorial e C é um controle necessário para planta do sistema.

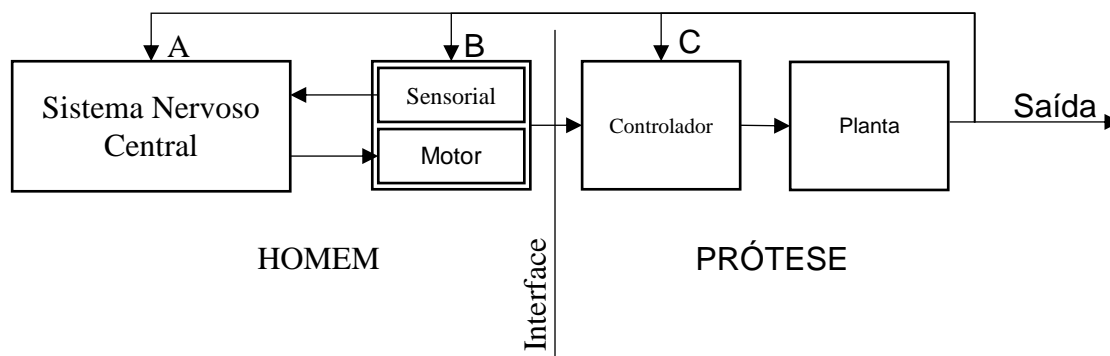


Figura 15 - Possíveis caminhos da informação homem-prótese

Fonte: Adaptado de (BARROS, 2005)

Idealmente, a sistema de controle trabalha com o sistema neuromuscular remanescente, de forma que além de informações do objeto se obtém também informações sobre o movimento executado pela prótese (BARROS, 2005).

Entretanto, um estudo foi realizado por Patterson e Katz para testar as diferentes formas de feedback do sistema de realimentação. Nesses testes, o sujeito deveria realizar tarefas previamente estabelecidas a partir de uma forma sensorial de feedback. Para tanto, foram utilizadas 5 formas possíveis de feedback: pressão, vibração, visão, pressão mais visão e vibração mais visão. A partir de estímulos realizados na região do antebraço, foi constatado que os experimentos em que foram aplicados somente pressão ou vibração obtiveram os maiores erros nas tarefas previamente estabelecidas. Por outro lado, os grupos que tiveram realimentação visual obtiveram resultados significativamente melhores.

2.4.1. Sistemas de Arreio

Nos sistemas de arreio os movimentos de partes do corpo se traduzem em movimentos para a prótese. Essas próteses são relativamente baratas e leves, e, após período de treinamento adequado, o usuário consegue utilizá-las como extensão natural de seu corpo (BARROS, 2005). Entretanto, esses mecanismos exigem esforços físicos consideravelmente altos e possuem um limitado número de graus de liberdade (BARROS, 2005).

2.4.2. Comando por Sensor de Proximidade

Próximo dos sistemas de arreio, o uso de sensor de proximidade é algo inovador em controle de próteses. Feito através de sensores no coto que verificam as contrações

musculares do mesmo. A partir destes dados é possível controlar a prótese com um tempo de treinamento adequado, de forma que se obtém uma prótese barata sem que haja as dificuldades do uso de altas forças para controle dos movimentos. Além disso, é possível aumentar os graus de liberdade possíveis em comparação com o sistema de arreo tradicional. Entretanto, não há como comandar a intensidade do movimento por meio da leitura do sensor, de forma que se pode sobrecarregar os atuadores se não houver um feedback do esforço nos membros da prótese.

2.4.3. Comando por Miografia Mecânica

A miografia mecânica (MMG, Mechanomyography) é uma atividade que envolve a gravação e interpretação de atividades de contração muscular (Murphy, Campbell, Caulfield, Ward, & Deegan, 2008). Este fenômeno é um somatório superficial de contrações propagadas de unidades motoras, e de mudanças de forma nas fibras musculares durante contrações voluntárias (Silva, 2004). Tem sido reiteradamente afirmado que o sinal de amplitude MMG pode ser relacionado com a força muscular em contrações não-fatigantes em frações de máxima contração voluntária (Silva, 2004). Estudos anteriores mostram que a maior parte da potência do sinal de MMG está localizada na largura de banda de 0-45 Hz (Murphy, Campbell, Caulfield, Ward, & Deegan, 2008). A partir da medição da vibração da fibra muscular a partir de sensores, como microfones ou acelerômetros, é possível designar um movimento correspondente para o músculo, de forma que MMG se comporta como uma forma de controle mais próxima de uma prótese ideal do que os sistemas de arreo. Essa prótese, por outro lado, deve fazer uso de sensores mais precisos e de montagens específicas e precisas de medições para evitar ruídos (Silva, 2004), de forma que possui custo relativamente alto.

2.4.4. Comando por Eletromiografia

As próteses mioelétricas possuem eletrodos que, em contato com a pele, captam sinais e os utilizam para o controle dos atuadores (CUNHA, 2002). Estes são controlados de forma que a força aplicada seja proporcional à força exercida pelos músculos do coto, de tal maneira que se possa controlar tanto a velocidade do movimento quanto a intensidade do mesmo (CUNHA, 2002). Os sinais captados são geralmente provenientes dos músculos do coto que

não foram lesionados e que normalmente eram utilizados nos movimentos da mão, tornando seu uso mais acessível, já que o paciente usará o mesmo grupo muscular que usava antes (CUNHA, 2002). O esquema de funcionamento de uma prótese mioelétrica é mostrado na Figura 16.

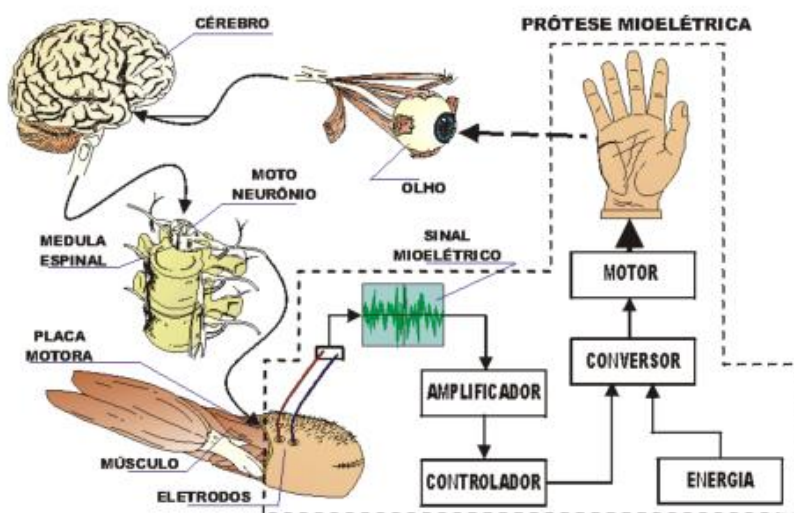


Figura 16 - Esquema de Funcionamento de uma prótese mioelétrica.

Fonte: Retirado de (CUNHA, 2002)

É preciso notar que essas próteses deveriam ser extremamente antropomórficas, entretanto, as próteses mioelétricas mais tradicionais não reproduzem satisfatoriamente as características antropomórficas das mãos, com algumas características como tamanho dos dedos ou falta das articulações entre as falanges não correspondendo ao que ocorre na natureza (CUNHA, 2002).

2.4.5. Comando Neuroelétrico

O músculo responsável por controlar uma função específica pode não estar presente ou severamente danificado, contudo, os nervos periféricos que possuem o neurônio motor podem estar acessíveis na parte remanescente do membro, assim existe a possibilidade de coletar e processar sinais diretamente sobre o nervo (BARROS, 2005). Esses sinais, chamados de neuroelétricos, são coletados a partir de eletrodos especiais implantados no corpo e anexados aos nervos relevantes, assim o sinal pode ser captado e modulado em frequência e posteriormente transmitido para um receptor na prótese, para processamento (BARROS, 2005).

Essa técnica, entretanto, possui alguns problemas como a dificuldade para se projetar os eletrodos especiais e anexá-los sem causar danos ou induzir a danificação dos nervos (BARROS, 2005).

3. Projeto

3.1. Projeto Mecânico

O projeto da prótese seguiu duas premissas: ser de fácil produção e ter seus atuadores e controladores no braço. A primeira condição visa facilitar o acesso destes mecanismos aos pacientes, com isso em mente, o projeto apresentado pode ser construído utilizando uma impressora 3D. A segunda premissa visa reduzir custos de manutenção, já que nenhum atuador será fixado na mão, parte esta que tem maior interação com objetos durante as ações e está sujeita a maiores desgastes e impactos. Caso ocorram avarias, seu conserto terá menor custo.

A prótese apresentará dois dos movimentos da mão: pinça de precisão e a garra de força, como descritos no item 2.1. Para isso, os são necessárias três atuações: flexão e extensão do polegar, distensão e retração do indicador e distensão e retração dos demais dedos. Cada movimento de retração será realizado por servos motores, localizados no braço, e o de distensão por elementos elásticos existentes nas juntas entre as peças.

Este tipo de atuação foi escolhido devido a necessidade de transmissão de forças a distâncias relativamente longas dentro do conjunto da prótese, uma vez que os atuadores não ficam mais na mão. Dessa maneira, sistemas engrenados apresentariam dimensões muito grandes para serem utilizados. Além disso, sistema de polias seriam de difícil calibragem e por isso não foram utilizados.

O conjunto completo da prótese pode ser visto na Figura 17. As seções a seguir irão detalhar a montagem e o funcionamento mecânico do equipamento.

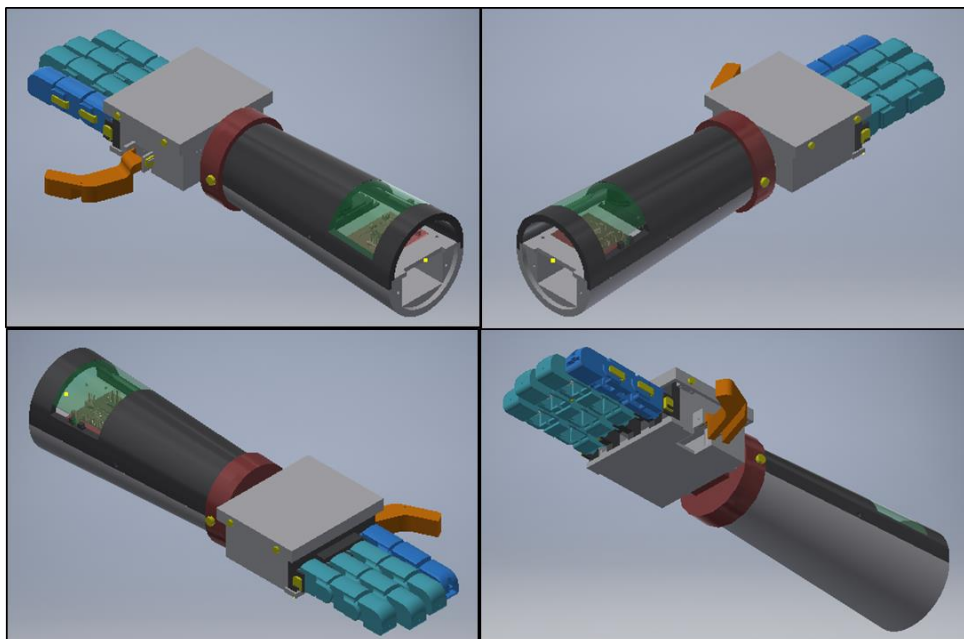


Figura 17 - Vistas da prótese

Fonte: Autoria própria

3.1.1. Dedos

Os dedos serão compostos de três peças, de maneira a reproduzir cada falange do dedo humano. Cada uma dessas peças será conectada a seguinte através de um eixo e terá uma mola de torção de maneira a realizar o movimento de distensão quando não mais houver a atuação dos motores.

A Figura 18 apresenta as vistas do indicador, enquanto que a Figura 19 mostra a vista explodida do conjunto, na qual é possível a identificação dos elementos que compõem o dedo. As peças 1, 2 e 3 são, respectivamente, as falanges distal, medial e proximal. As molas (peças 4 e 5) passam pelos eixos (peças 6 e 7) e apoiam seus braços nas falanges, de maneira que garantem o ângulo entre elas com o dedo distendido e exercem força quando houver atuação sobre o cabo. As peças 8 e 9 existem para travar a translação do eixo.

O cabo para movimentação será fixado, através do uso de um nó na ponta da falange distal, onde existe um furo, de maneira que, ao se acionar o servo, existirá um esforço vertical visando à retração do dedo.

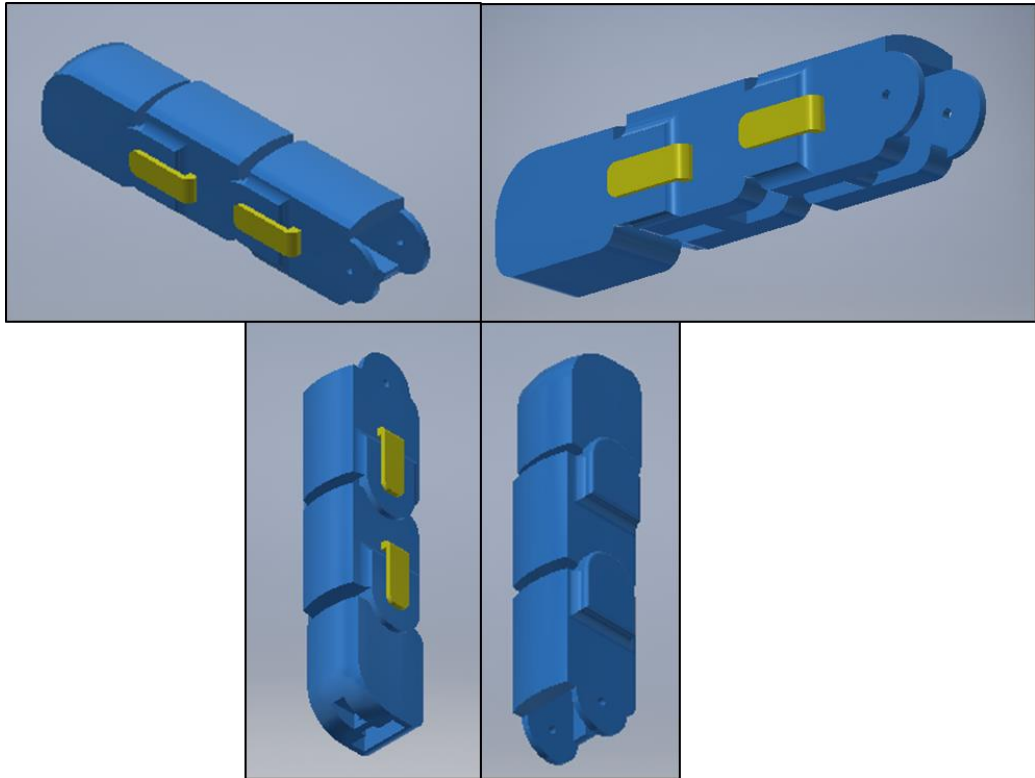


Figura 18 - Vistas do dedo indicador

Fonte: Autoria própria

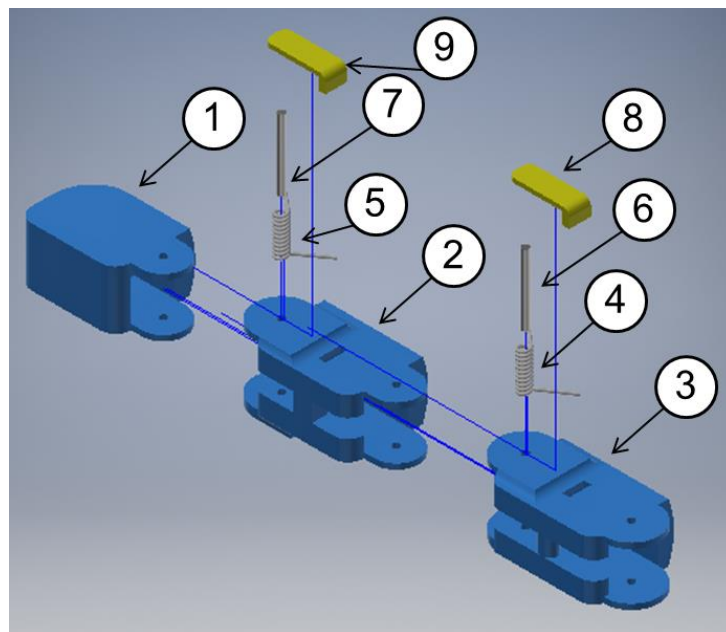


Figura 19 – Montagem do dedo indicador

Fonte: Autoria própria

Os dedos médio, anelar e mínimo apresentam estrutura e funcionamento similar, com a diferença de que a parte inferior das peças apresenta espaços livres maiores para as falanges

poderem realizar uma rotação relativa maior e permitir o movimento de garra de força. Além disso, a fixação do cabo nos demais dedos faz com que o cabo exerça uma força horizontal para que o dedos tenham o movimento da garra de força. A Figura 20 permite ver essas diferenças.

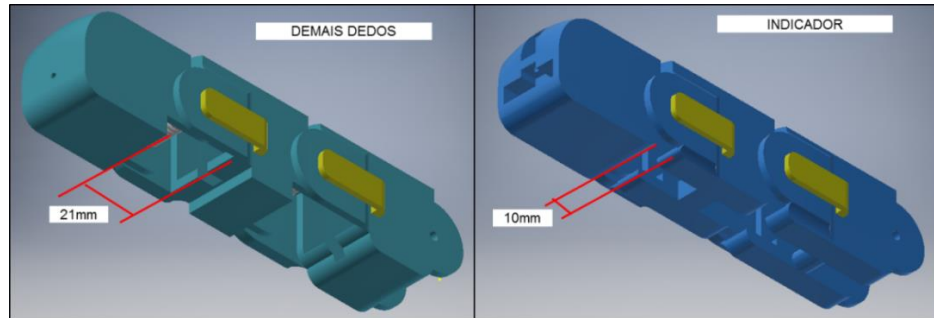


Figura 20 - Comparativo entre dedo indicador e demais dedos

Fonte: Autoria própria

3.1.2. Polegar

De maneira semelhante aos dedos já apresentados, os movimentos de flexão e extensão do polegar serão realizados, respectivamente, por um cabo tracionado por um servo motor e uma mola de torção na junta. Porém, o polegar é composto de apenas um componente, não existindo a divisão em falanges.

A Figura 21 permite a visualização dessa peça. O cabo será fixado no furo existente na superfície da peça, de maneira similar ao indicador, resultando em uma força vertical quando houver atuação do servo.

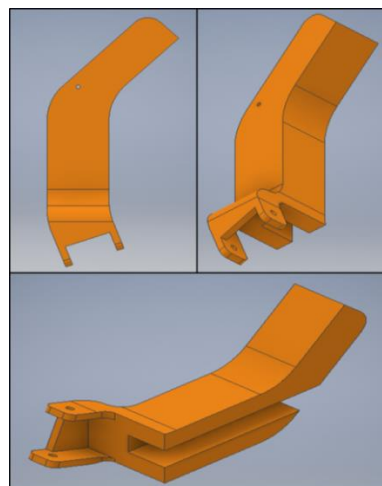


Figura 21 - Vistas do polegar

Fonte: Autoria própria

3.1.3. Mão

A estrutura da mão é de simples desenvolvimento, ela deve apenas fornecer um apoio para o encaixe dos dedos e permitir que os cabos cheguem de maneira adequada até estes. A Figura 22 mostra a montagem completa da mão, com os todos os dedos montados. A junta entre dedos e mão é similar às juntas entre falanges, já explicada.

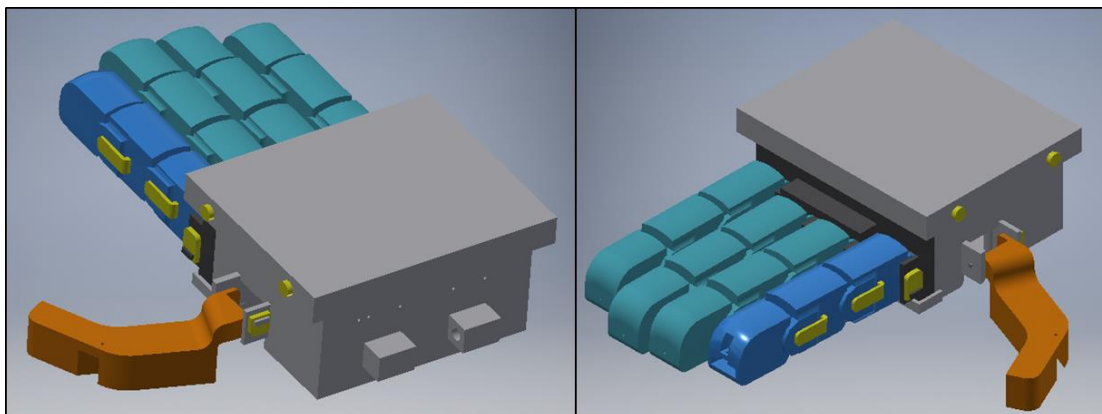


Figura 22 – Vistas da mão

Fonte: Autoria própria

A Figura 23 mostra a vista explodida da mão. Ela é composta por 3 peças: uma base, uma peça frontal e uma tampa (10, 11 e 12, respectivamente). Os dedos são fixados na peça frontal, à exceção do polegar que é fixado na base, e esta é posteriormente posicionada na base e travada pela tampa e pinos (peça 13). Existe ainda a região A, que permite que uma das peças que compõem o braço assente e seja fixada através de um pino.

A base apresenta pequenos canais que direcionam os cabos entre o servo e os dedos, de maneira que tenham o contato posicionado no local correto para o bom funcionamento da prótese. A Figura 24 mostra em maiores detalhes esses canais.

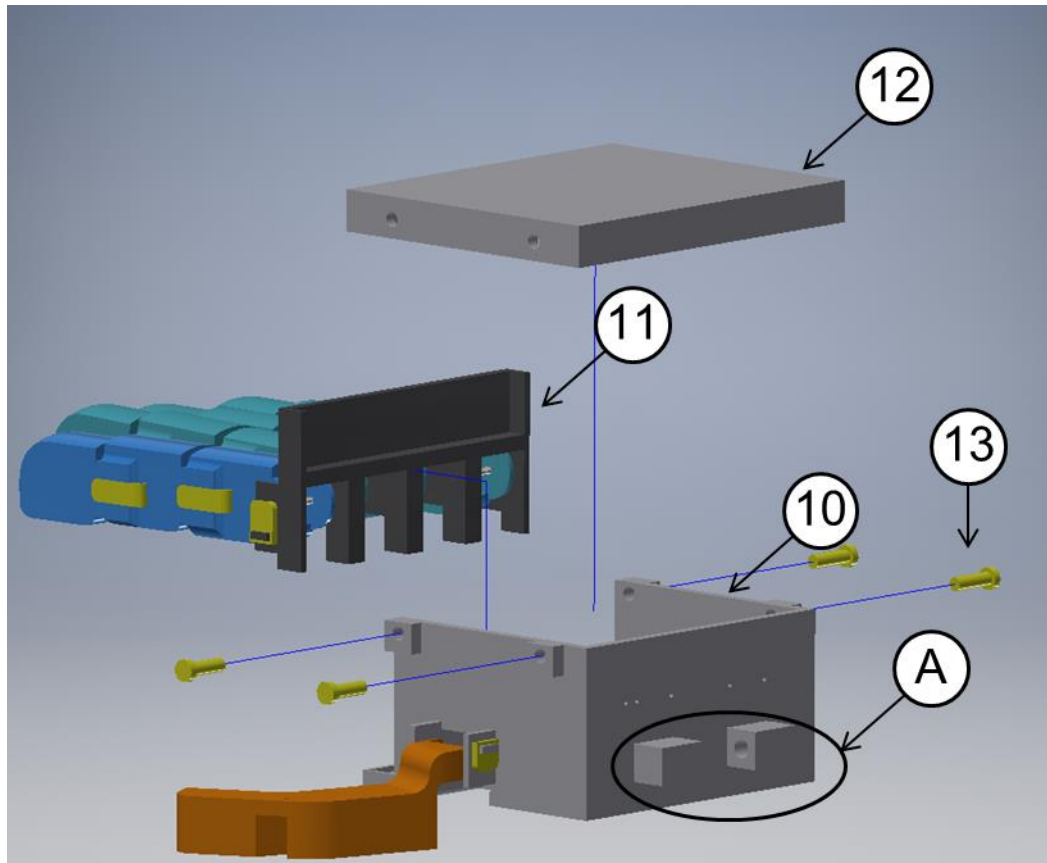


Figura 23 - Vista explodida da mão

Fonte: Autoria própria

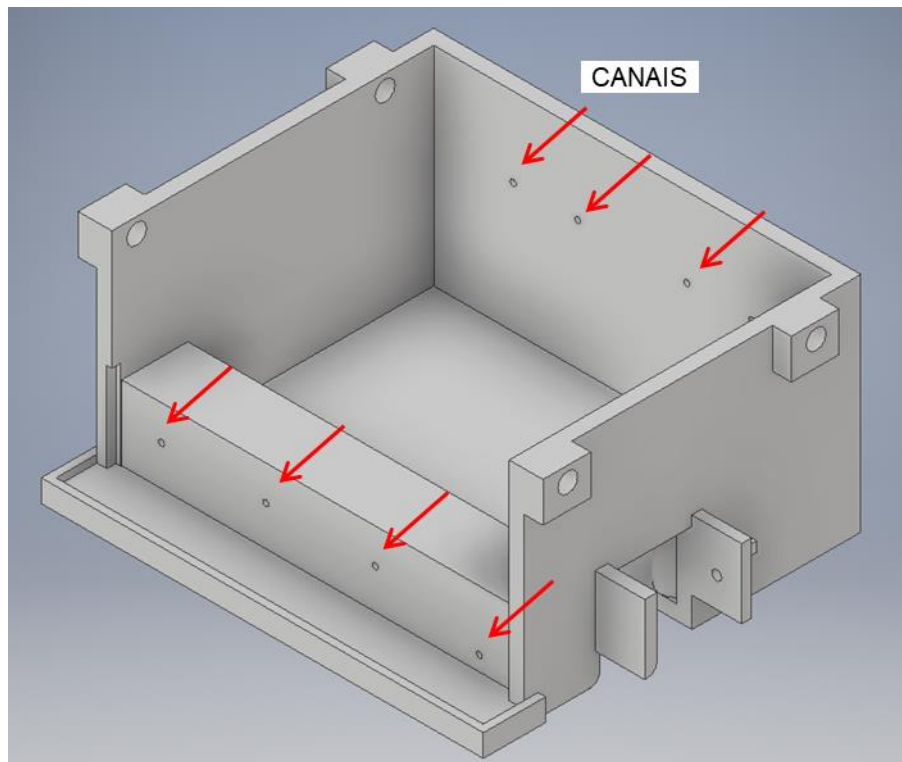


Figura 24 - Detalhe da base da mão

Fonte: Autoria própria

3.1.4. Braço

A função do braço da prótese é de fornecer um local para fixação de servos motores, bateria e sistemas de controle, de forma que fiquem mais protegidos do que se estivessem dispostos na mão. A Figura 25 mostra o conjunto que forma o braço.

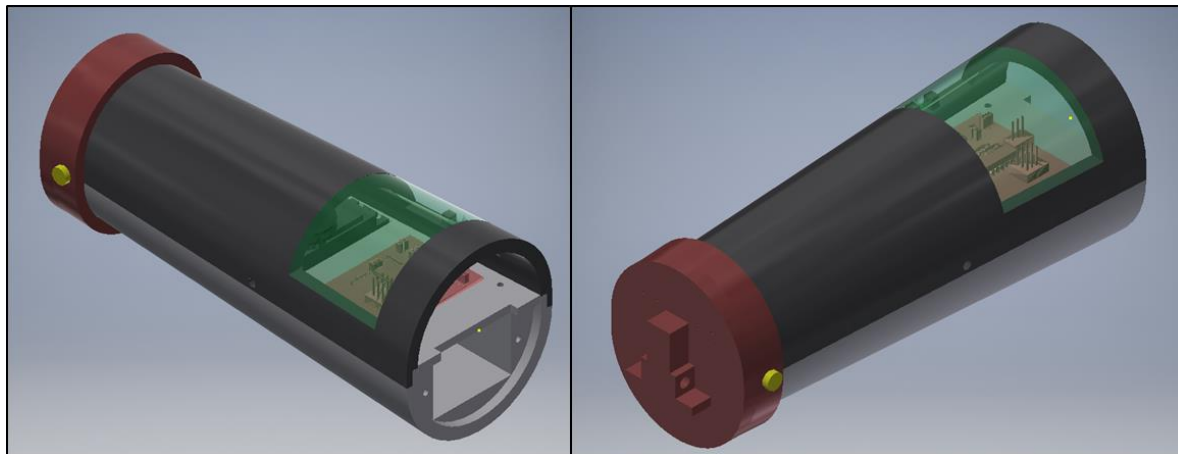


Figura 25 – Vistas do braço

Fonte: Autoria própria

A Figura 26 mostra uma vista explodida com maiores detalhes da montagem do braço, que é composto por 4 partes, as peças 14, 15, 16, 17. A peça 16, uma placa na qual serão fixados os três servos e a placa do conjunto eletrônico, todos parafusados. Essa peça é ainda fixada através de parafusos à peça 17, na qual a bateria é colocada na região B.

A peça 15 é posicionada na peça 17 através de um rebaixo, e ambas são fixadas com a peça 14, tanto por encaixe quanto por pinos. A peça 14 ainda se conecta à mão pela região A, já explicada. Além disso, da mesma forma que a base possui canais, a peça 14 também os possui, para garantir que nenhum cabo se cruze ou entre em contato com outros elementos.

A peça 15 possui uma tampa que apresenta movimento rotativo, que pode ser facilmente aberta ou fechada, para permitir acesso aos botões existentes na placa do conjunto eletrônico, já que é necessário o uso de botões para calibração e ajuste do funcionamento da prótese.

Por fim, os servos possuem carretéis para enrolamento dos cabos, e também para ajuste da força exercida pelo servo para a contração dos dedos.

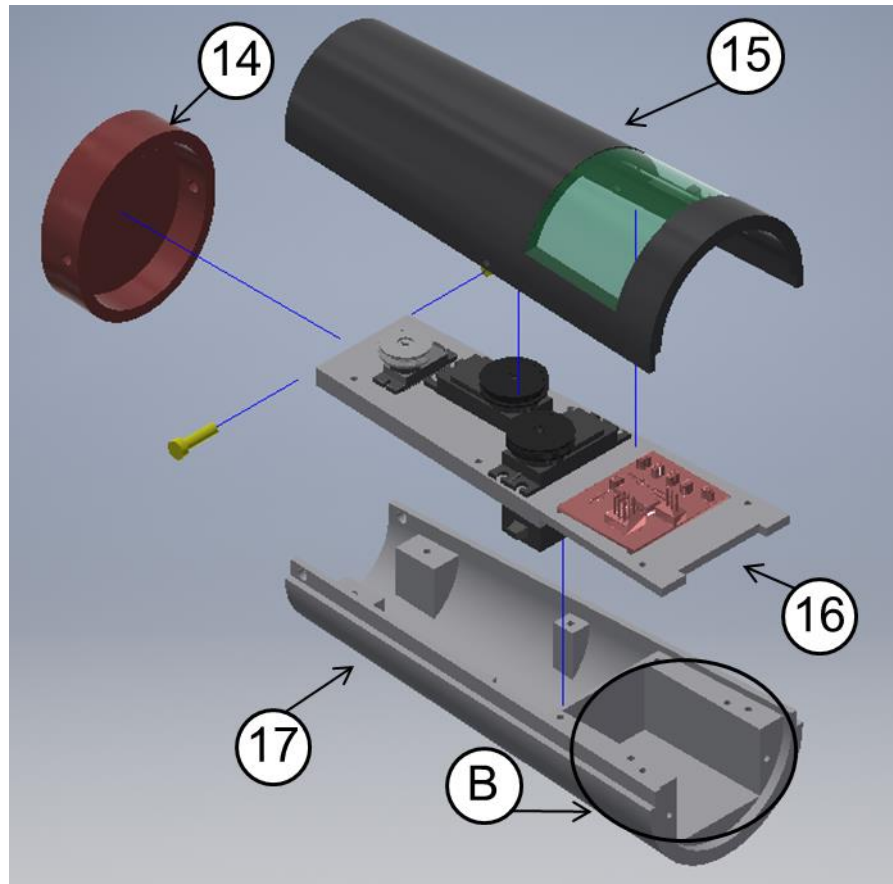


Figura 26 – Vista explodida do braço

Fonte: Autoria própria

Vale ressaltar que não foi feita uma peça para a acoplagem da prótese ao paciente, já que esta é personalizada para a necessidade e corpo de cada indivíduo. Porém, ela apresentará fixação ao restante da prótese da mesma maneira que a peça 14, sendo encaixada na extremidade do braço e fixada por pinos.

3.1.5. Análise Estática

Para o dimensionamento de componentes mecânicos é necessária a análise estática da prótese. É possível a consideração de dois casos: dedos totalmente distendidos e dedos totalmente retraídos.

- Indicador, Anelar, Médio e Mínimo

Para a determinação da constante elástica das molas para os dedos indicador, anelar, médio e mínimo, considera-se que as molas devem ser capazes de resistir todo o peso do conjunto, configuração mostrada na Figura 27.

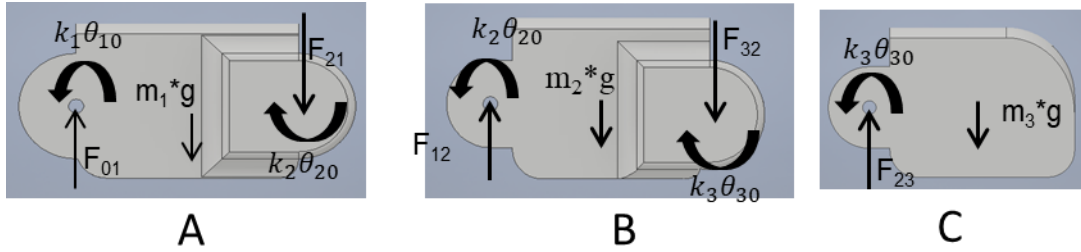


Figura 27 - Diagrama de corpo livre para dedo distendido

Fonte: Autoria própria

Nesta situação, pode-se escrever:

- Falange distal (A)

$$\sum F_y = 0 \rightarrow F_{23} - m_3 g = 0 \quad (1)$$

$$\sum M = 0 \rightarrow -\frac{m_3 g L_3}{2} + k_3 \theta_{30} = 0 \quad (2)$$

- Falange medial (B)

$$\sum F_y = 0 \rightarrow F_{12} - F_{23} - m_2 g = 0 \quad (3)$$

$$\sum M = 0 \rightarrow -\frac{m_2 g L_2}{2} - F_{32} * L_2 + k_2 \theta_{20} - k_3 \theta_{30} = 0 \quad (4)$$

- Falange proximal (C)

$$\sum F_y = 0 \rightarrow F_{01} - F_{21} - m_1 g = 0 \quad (5)$$

$$\sum M = 0 \rightarrow -\frac{m_1 g L_1}{2} - F_{21} * L_1 + k_1 \theta_{10} - k_2 \theta_{20} = 0 \quad (6)$$

A resolução do conjunto de equações resulta em:

$$F_{23} = m_3 g \quad (7)$$

$$k_3 \theta_{30} = \frac{m_3 g L_3}{2} \quad (8)$$

$$F_{12} = (m_2 + m_3) g \quad (9)$$

$$k_2 \theta_{20} = \left(\frac{m_2}{2} + m_3 \right) g L_2 + \frac{m_3 g L_3}{2} \quad (10)$$

$$F_{01} = (m_1 + m_2 + m_3) g \quad (11)$$

$$k_1 \theta_{10} = \left(\frac{m_1}{2} + m_2 + m_3 \right) g L_1 + \left(\frac{m_2}{2} + m_3 \right) g L_2 + \frac{m_3 g L_3}{2} \quad (12)$$

A Tabela 2 apresenta os valores numéricos dos parâmetros utilizados na prótese.

Tabela 2 – Parâmetros para análise analítica dos dedos estendidos

Parâmetros	Valores
L_1 (mm)	29
L_2 (mm)	24
L_3 (mm)	24
m_1 (g)	6,1
m_2 (g)	7,3
m_3 (g)	6,2
θ_{1max} (°)	51
θ_{2max} (°)	23
θ_{3max} (°)	34
g (m/s ²)	9,8

Os resultados encontrados utilizando os parâmetros da Tabela 2 resultam nos valores apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 – Resultados da análise analítica dos dedos estendidos

Incógnita	Valor
F_{32} (N)	0,06
F_{21} (N)	0,13
F_{10} (N)	0,19
$k_3\theta_{30}$ (N*mm)	0,73
$k_2\theta_{20}$ (N*mm)	3,05
$k_1\theta_{10}$ (N*mm)	7,75

Considerando um ângulo de giro inicial de 30° para todas as molas, obtém-se os resultados da Tabela 4.

Tabela 4 – Constantes de mola para indicador e demais dedos

Incógnita	Valor
k_3 (N*mm/°)	0,02
k_2 (N*mm/°)	0,10
k_1 (N*mm/°)	0,26

Para calcular a força no cabo do dedo, é usada a situação de equilíbrio, na qual todas as molas estão completamente contraídas, e o cabo deve ser capaz de equilibrar o dedo nessa posição, ilustrada na Figura 28.

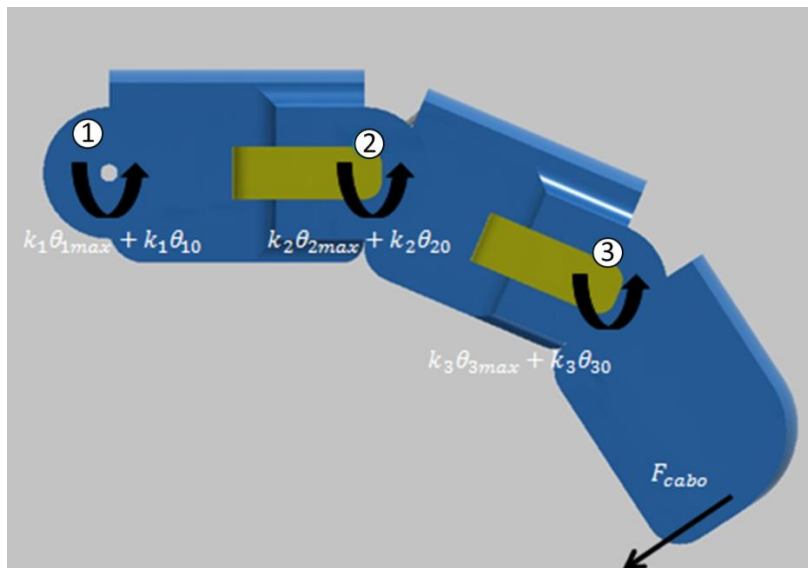


Figura 28 - Forças aplicadas na situação de máxima flexão

Fonte: Autoria própria

Neste caso, tomando o equilíbrio de forças com relação ao ponto 1:

$$\Sigma M_1 = 0 \rightarrow k_1(\theta_{1max} + \theta_{10}) + k_2(\theta_{2max} + \theta_{20}) + k_3(\theta_{3max} + \theta_{30}) - F_{cabo}\{\cos(\theta_{2max} + \theta_{3max})[L_1 + L_2 \cos(\theta_{2max}) + L_3 \cos(\theta_{2max} + \theta_{3max})] + \text{sen}(\theta_{2max} + \theta_{3max})[L_2 \text{sen}(\theta_{2max}) + L_3 \text{sen}(\theta_{2max} + \theta_{3max})]\} = 0 \quad (13)$$

Assim, para os parâmetros dados pelas Tabelas 2 e 3, é possível determinar que a força necessária no cabo é de 0,74N, dado que é necessário um excesso de força de 20N, tem-se que a força no cabo deverá ser de 20,74N. Entretanto, dado que existe atrito no movimento, considera-se uma margem de segurança de 20%, tem-se uma força total de aproximadamente 25N.

Dado que o peso dos componentes é muito semelhante ao de indicador, considera-se que se utilizam as mesmas molas, de forma que a configuração de máxima flexão é representada na Figura 29.

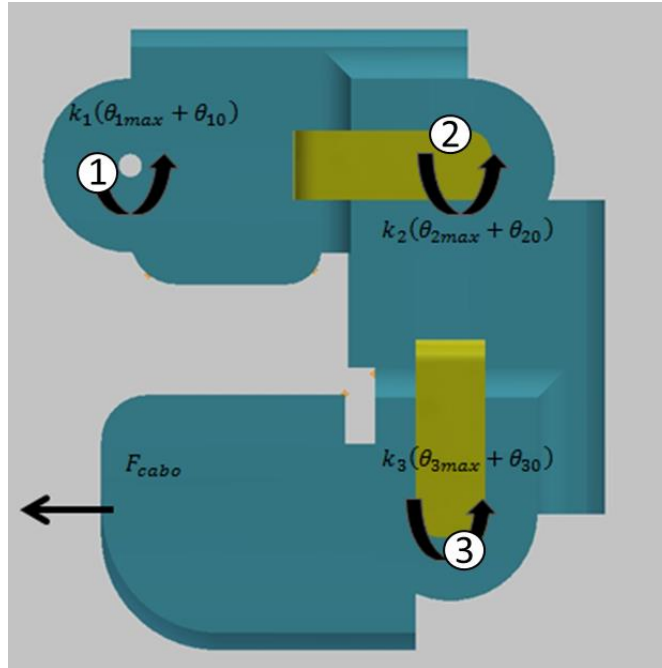


Figura 29 - Forças aplicadas na situação de máxima flexão para dedos médio, anelar e mínimo

Fonte: Autoria Própria

Neste caso, tomando o equilíbrio de forças com relação ao ponto 1:

$$\Sigma M_1 = 0 \rightarrow k_1(\theta_{1max} + \theta_{10}) + k_2(\theta_{2max} + \theta_{20}) + k_3(\theta_{3max} + \theta_{30}) - F_{cabo} \{ \text{sen}(\theta_{2max} + \theta_{3max}) [L_1 + L_2 \cos(\theta_{2max}) + L_3 \cos(\theta_{2max} + \theta_{3max})] + \cos(\theta_{2max} + \theta_{3max}) [L_2 \text{sen}(\theta_{2max}) + L_3 \text{sen}(\theta_{2max} + \theta_{3max})] \} = 0 \quad (14)$$

Tabela 5 – Parâmetros para análise analítica dos três dedos estendidos

Parâmetros	Valores
$\theta_{1max}(^\circ)$	102
$\theta_{2max}(^\circ)$	90
$\theta_{3max}(^\circ)$	90

Assim, para os parâmetros dados pela Tabela 5, é possível determinar que a força necessária no cabo é de 3,68N, dado que é necessário um excesso de força de 20N, tem-se que a força no cabo deverá ser de 23,68N. Entretanto, dado que existe atrito no movimento,

considera-se uma margem de segurança de 20%, tem-se uma força total de aproximadamente 28N.

- Polegar

No caso do polegar, o dimensionamento se dá da mesma maneira, porém é preciso considerar a configuração distinta do mesmo, mostrada na Figura 30.

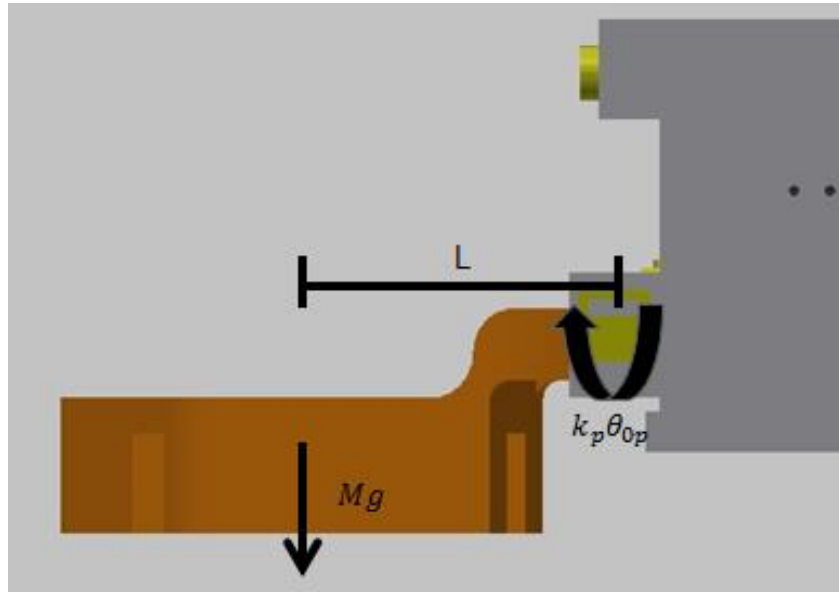


Figura 30 - Esforços no polegar em posição de extensão

Fonte: Autoria Própria

De forma que:

$$\sum \mathbf{M} = 0 \rightarrow \mathbf{MgL} - k_p \theta_{0p} = 0 \quad (15)$$

Considerando o $M = 10g$ e $L = 48,9 \text{ mm}$, tem-se que $k_p \theta_{0p} = 4,79 \text{ N*mm}$. Aplicando os mesmos 15° de distorção inicial da mola, chega-se em $k_p = 0,32 \text{ N*mm/}^\circ$.

Similarmente aos demais dedos, considera-se a força no cabo do indicador como sendo a força necessária para equilibrar o movimento do dedão na situação de máxima flexão, mostrada na Figura 31.

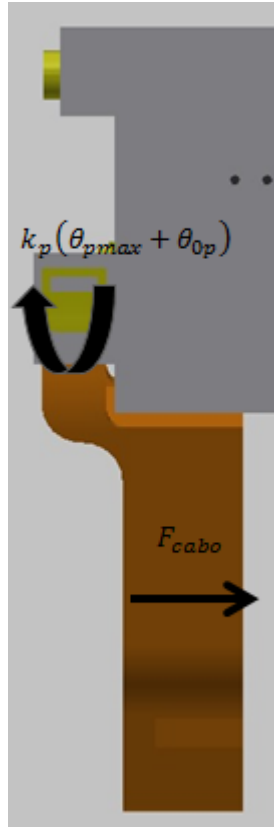


Figura 31 - Polegar em situação de máxima flexão

Fonte: Autoria Própria

Assim, pode-se escrever:

$$\Sigma M = 0 \rightarrow k_p(\theta_{pmax} + \theta_{p0}) - F_{cabo}L = 0 \quad (16)$$

De forma que, dado que $\theta_{pmax} = 90^\circ$, tem-se que a força no cabo necessária será de 0,64N, porém, adiciona-se um excesso de 10N para garantir a posição do dedo (esse valor é diferente dos 20N, uma vez que a força aplicada no momento de segurar objetos é feita em direção distinta da aplicada a força pelo cabo). Entretanto, dado que existe atrito no movimento, considera-se uma margem de segurança de 20%, tem-se uma força total de aproximadamente 13N.

3.1.6. Dimensionamento dos componentes

- Carretel e Servos Motores

O carretel pode ser dimensionado através do cálculo da força necessária para a retração do dedo e também do comprimento de cabo que deve ser puxado para esse mesmo

movimento. Dessa forma, existem duas equações que definem o intervalo que o diâmetro do carretel deve ter.

A força exercida pelo servo sobre o cabo pode ser definida através do diagrama de corpo livre da Figura 32. O diâmetro calculado através dessa análise representa o diâmetro máximo que o carretel pode ter, uma vez que valores maiores resultam em forças menores.

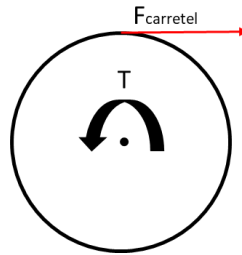


Figura 32 - Diagrama de corpo livre do carretel

Fonte: Autoria própria

$$T = F * d_{\text{carretel}} / 2 \rightarrow d_{\text{carretel}} = 2 * \frac{T}{F} \quad (17)$$

Já a análise pelo comprimento de cabo a ser enrolado pelo carretel pode ser visto na Figura 33. O diâmetro determinado por esse método representa o diâmetro mínimo necessário, uma vez que diâmetros menores resultariam em um enrolamento menor do cabo.

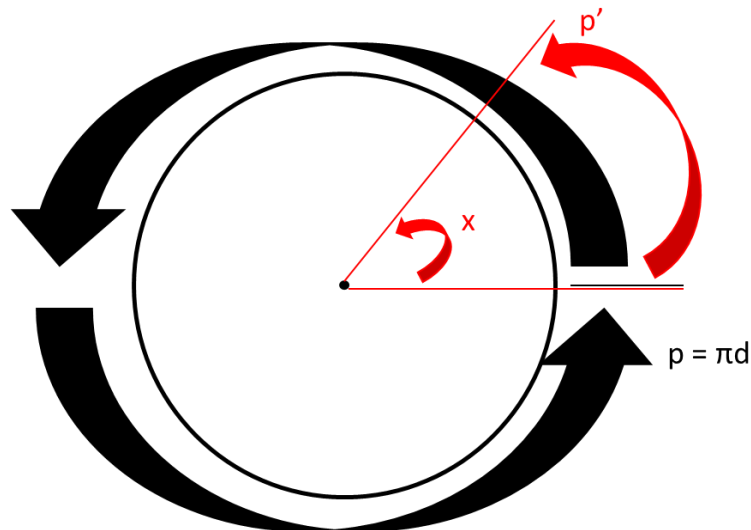


Figura 33 - Cálculo do comprimento de arco

Fonte: Autoria própria

$$p' = x * \pi d / 360 \rightarrow d = p' * 360 / x \pi \quad (18)$$

Utilizando o modelo matemático em CAD, é possível determinar quanto deve ser a redução de comprimento dos cabos para cada dedo, medindo a diferença de distância entre os pontos de contato do dedo nas configurações distendido e retraído. Esses valores são o comprimento de cabo que deve ser enrolado no carretel. A Tabela 6 mostra os resultados dessas comparações.

Tabela 6 - Redução de comprimento do cabo para movimentação dos dedos

INDICADOR			DEMAIS DEDOS			POLEGAR
Distância inicial (mm)						
distal-próximo	média-proximal	proximal-mão	distal-próximo	média-proximal	proximal-mão	30,802
15,078	27,497	29,444	21,3	20,199	15,008	
Distância final (mm)						
distal-próximo	média-proximal	proximal-mão	distal-próximo	média-proximal	proximal-mão	17,982
11,346	24,446	18,084	3,035	3,54	7,014	
Diferença (mm)						
3,732	3,051	11,36	18,265	16,659	7,994	17,982
Total (mm)						
18,143			42,918			12,82

Utilizando os parâmetros, torque e giro máximo, de diversos torques, os resultados de força necessária da simulação e os resultados da Tabela 6, é possível construir as Tabelas 7, 8 e 9 para determinação do intervalo de valores que os diâmetros das polias podem assumir.

Tabela 7 - Intervalos de valores para o diâmetro do carretel do indicador

INDICADOR								
SERVO			PROJETO		CARRETEL		CABO	
Modelo	Torque (kgf*cm)	Giro (°)	Redução do cabo (mm)	Força (kgf)	Diâmetro mínimo (mm)	Diâmetro máximo (mm)	Redução mínima (mm)	Redução máxima (mm)
SG-5010	5,5	180	18,14	2,50	11,55	44,00	18,14	69,12
MG946R	10,5	120			17,33	84,00		87,96
MG995	8,5	180			11,55	68,00		106,81
MG996R	9,4	120			17,33	75,20		78,75
S3003	3,2	180			11,55	25,60		40,21
SM-S4306R	5,0	360			5,78	40,00		125,66
CYS S0009	1,3	180			11,55	10,40		16,34
SG90	1,5	180			11,55	12,00		18,85
SG92R	2,2	180			11,55	17,60		27,65
MG90S	1,8	180			11,55	14,40		22,62
PDI6221-MG	17,3	360			5,78	138,00		433,54

Tabela 8 - Intervalos de valores para o diâmetro do carretel dos demais dedos

DEMAIS DEDOS								
SERVO			PROJETO		CARRETEL		CABO	
Modelo	Torque (kgf*cm)	Giro (°)	Redução do cabo (mm)	Força (kgf)	Diâmetro mínimo (mm)	Diâmetro máximo (mm)	Redução mínima (mm)	Redução máxima (mm)
SG-5010	5,5	180	42,92	8,00	27,32	13,75	42,92	21,60
MG946R	10,5	120			40,98	26,25		27,49
MG995	8,5	180			27,32	21,25		33,38
MG996R	9,4	120			40,98	23,50		24,61
S3003	3,2	180			27,32	8,00		12,57
SM-S4306R	5,0	360			13,66	12,50		39,27
CYS S0009	1,3	180			27,32	3,25		5,11
SG90	1,5	180			27,32	3,75		5,89
SG92R	2,2	180			27,32	5,50		8,64
MG90S	1,8	180			27,32	4,50		7,07
PDI6221-MG	17,3	360			13,66	43,13		135,48

Tabela 9 - Intervalo de valores para o diâmetro do carretel do polegar

POLEGAR								
SERVO			PROJETO		CARRETEL		CABO	
Modelo	Torque (kgf*cm)	Giro (°)	Redução do cabo (mm)	Força (kgf)	Diâmetro mínimo (mm)	Diâmetro máximo (mm)	Redução mínima (mm)	Redução máxima (mm)
SG-5010	5,5	180	12,82	1,30	8,16	84,62	12,82	132,91
MG946R	10,5	120			12,24	161,54		169,16
MG995	8,5	180			8,16	130,77		205,41
MG996R	9,4	120			12,24	144,62		151,44
S3003	3,2	180			8,16	49,23		77,33
SM-S4306R	5,0	360			4,08	76,92		241,66
CYS S0009	1,3	180			8,16	20,00		31,42
SG90	1,5	180			8,16	23,08		36,25
SG92R	2,2	180			8,16	33,85		53,17
MG90S	1,8	180			8,16	27,69		43,50
PDI6221-MG	17,3	360			4,08	265,38		833,73

Para o indicador, foi escolhido o servo S3003 com um carretel de 21 mm, tendo sido considerado que a corrente puxada por este seria menor que a das demais opções e o tamanho do carretel possibilitaria a montagem.

O servo utilizado para o dedo médio, anelar e mínimo foi o PDI6221-MG, já que este é o único capaz de alcançar os parâmetros escolhidos, como pode ser visto pela análise dos intervalos. Além disso, o carretel escolhido tem 24 mm para possibilitar a montagem.

Por fim, para o movimento do polegar foi escolhido o servo CYS S0009 e um carretel de 18 mm, novamente considerando a corrente puxada e a montagem do sistema.

- Eixo entre falanges

O eixo pode ser modelado como um caso bi apoiado e, portanto, não sofre ação de momentos torcionais. Assim, é possível a modelagem pelo caso de cisalhamento puro para resistir ao esforço de 20N da força projetada. Utilizando um eixo com seção circular:

$$\tau = \frac{4V}{3A} = \frac{16}{3} \frac{20}{\pi d^2} = \frac{106,67}{d^2} \quad (19)$$

Uma vez que o eixo é dimensionado a partir das tensões principais, tem-se:

$$\sigma = \tau\sqrt{3} = \frac{184,75}{d^2} \quad (20)$$

Considerando o eixo de aço carbono, com tensão de escoamento de 415 Mpa, e fator de segurança igual a 2, o diâmetro mínimo do eixo deve ser:

$$\sigma_{max} = \frac{415}{2} = \frac{184,75}{d^2} \rightarrow d = 0,94 \text{ mm} \quad (21)$$

Para facilitar a montagem e a obtenção de eixos, estes terão diâmetro igual a 2 mm.

- Falange

Além de o eixo ser capaz de resistir aos esforços impostos pelo tracionamento do cabo, a falange também deve, e nesse aspecto, o ponto crítico dessas peças é justamente o contato entre eixo e falanges, já que essa região tem espessura pequena quando comparada ao restante do corpo. A Figura 34 mostra a seção da peça com destaque para a área resistente.

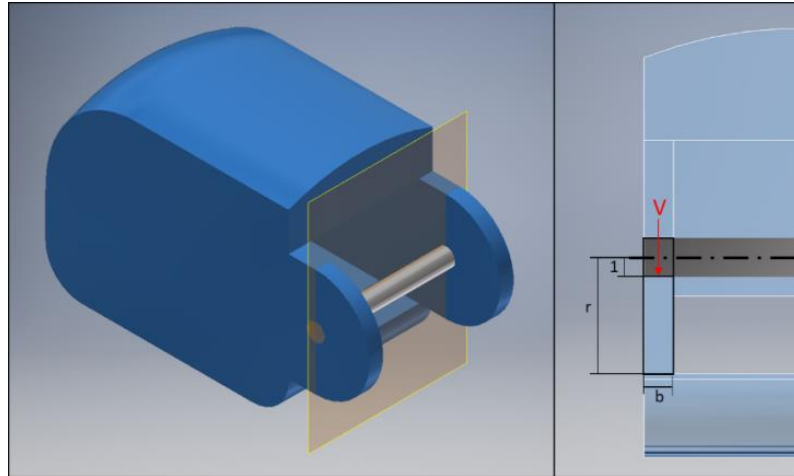


Figura 34 - Contato entre eixo e flange

Fonte: Autoria própria

Considerando cisalhamento puro, tem-se:

$$\tau = \frac{3V}{2A} = \frac{3}{2} \frac{20}{b(r-1)} = \frac{3}{2} \frac{20}{b(6-1)} = \frac{6}{b} \quad (22)$$

Vale a observação que pelo fato de o apoio ter formato circular, o cálculo serve para qualquer posição em que a flange estiver, já que outras seções terão a mesma ou maior dimensão. Fazendo o dimensionamento partir das tensões principais, tem-se:

$$\sigma = \tau\sqrt{3} = \frac{10,39}{b} \quad (23)$$

Utilizando fator de segurança 2, e o escoamento do material da flange (ABS) igual a 42,5Mpa, a espessura da região deve ser ao menos $b = 0,49\text{mm}$. Para facilitar a impressão e manuseio das peças, a espessura utilizada será de 1,5mm.

- Molas

As molas devem ser dimensionadas para fornecer terem as constantes de mola indicadas na Tabela 4. A constante K_t da mola de torção é dada por:

$$K_t = \frac{E * d^4}{3888 * N * D} \rightarrow N = \frac{E * d^4}{3888 * K_t * D} \quad (24)$$

Onde E é o módulo de elasticidade do material, no caso um aço carbono, d é o diâmetro interno dos anéis da mola, N é o número de espiras ativas e D é o diâmetro médio do anel. O diâmetro interno da mola deve ser pelo menos 2mm para possibilitar a montagem das falanges, da mesma maneira que o comprimento total da mola não deve ultrapassar 13mm para garantir a montagem (essa medida interfere no número de espiras ativas da mola).

Com isso, foi montada a Tabela 10, na qual foram fixados os valores de E, d e k (calculados na Tabela 4 da 3.1.5) de forma que seja possível a montagem do conjunto, para a obtenção do número de espiras e o comprimento total da mola.

Tabela 10 – Dimensionamento das molas

Módulo de elasticidade (GPa)	Diâmetro do fio (mm)	Diâmetro interno (mm)	Diâmetro médio (mm)	k (N*mm/°)	Número de espiras	Comprimento (mm)
200	0,4	2,5	2,9	0,02	22	8,8
	0,6	3	3,6	0,1	18	10,8
	0,7	3	3,7	0,26	12	8,4
	0,7	2,5	3,2	0,32	12	8,4

- Encaixe entre mão e braço

Outra região crítica a ser dimensionada é o encaixe entre a mão e o braço, na qual o pino é o elemento crítico. Dado a forma de montagem, é possível considerar um caso de cisalhamento puro, e como feito para os eixos dos dedos, estimando o peso do conjunto de mão e objeto sendo segurado com 5 kg:

$$\tau = \frac{4V}{3A} = \frac{4}{3} \frac{50}{\pi d^2} = \frac{21,22}{d^2} \quad (25)$$

Utilizando a tensão principal, fator de segurança de 2 e escoamento do material (ABS):

$$\sigma = \tau \sqrt{3} = \frac{36,75}{d^2} = \frac{42,5}{2} \rightarrow d = 1,31 \text{ mm} \quad (26)$$

Para possibilitar a impressão do pino e facilitar sua montagem, será utilizado um pino de $d = 5 \text{ mm}$.

- Parafusos

Os parafusos utilizados na prótese central precisam resistir ao peso do conjunto da placa, servos, controladores e bateria, com peso estimado de 1 kg. Além disso, é necessário que os parafusos aguentem a força que será aplicada no cabo, de maneira que existe um acréscimo de 9kgf, resultando num total de 10kgf a ser resistido. O diâmetro do parafuso de aço carbono, considerando um fator de segurança 2, é dado por:

$$\sigma = \frac{4P}{\pi d^2} * FS \rightarrow d^2 = \frac{4P}{\pi \sigma} = \frac{4 * 100/6}{\pi * 415} \rightarrow d = 0,22 \text{ mm} \quad (27)$$

Para facilitar a obtenção dos parafusos e montagem, serão utilizados parafusos de rosca M3.

3.1.7. Análise Dinâmica

A cinemática de um dos dedos da prótese pode ser analisada através de um conjunto de 3 articulações capazes de realizar um único movimento de rotação. Para este projeto, foi considerado o metacarpo estático e cada uma das falanges capaz apenas de rotacionar em um eixo saindo da figura. O modelo pode ser visto na Figura 35.

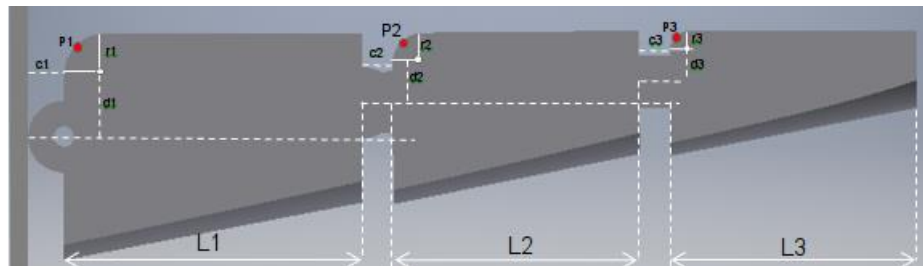


Figura 35 - Dimensões do dedo modelado

Fonte: Autoria própria

Onde, c é a denominação para a distância entre duas falanges, r é o raio de curvatura da peça, d é a distância antes o eixo de rotação da falange e o centro de curvatura da mesma, e L é o comprimento das falanges. Quando o dedo está esticado, sendo L_0 a distância entre o carretel e a articulação da falange proximal, o comprimento do cabo é máximo e dado por:

$$L_{cmax} = L_0 + L_1 + L_2 + L_3 + c_1 + c_2 + c_3 \quad (28)$$

Por outro lado, o cabo atingirá o comprimento mínimo quando houver o toque entre as diferentes falanges. Como pode ser visto na Figura 36.

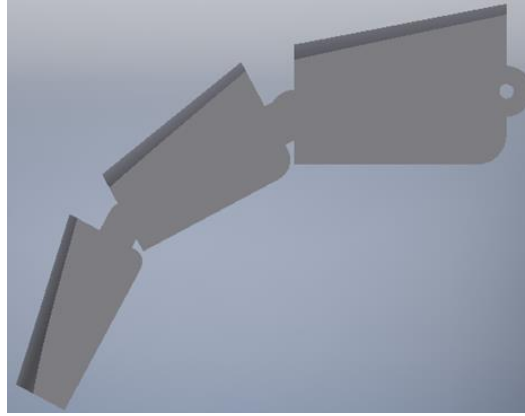


Figura 36 - Configuração de máxima contração do dedo

Fonte: Autoria Própria

Assim, para cada uma das falanges, o máximo ângulo relativo entre elas é dado por:

$$\theta_{max} = \arcsen\left(\frac{cd}{\frac{c^2}{4} + d^2}\right) \quad (29)$$

Assim, o comprimento mínimo do cabo será dado por:

$$L_{cmin} = L_0 + L_1 + L_2 + L_3 \quad (30)$$

De forma que o cabo deverá variar em comprimento de:

$$\Delta L_c = L_{cmax} - L_{cmin} = c_1 + c_2 + c_3 \quad (31)$$

Dado que o cabo será enrolado em um carretel de raio R, tem-se que o deslocamento angular do servo motor será dado por:

$$\theta_{servo} = \frac{c_1 + c_2 + c_3}{R} \quad (32)$$

Por outro lado, para determinar o comprimento do cabo para uma configuração angular qualquer, faz-se a seguinte conta:

$$T_1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & c_1 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (33)$$

$$T_2 = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & -\sin\theta_1 & 0 \\ \sin\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (34)$$

$$T_3 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & L_1 \\ 0 & 1 & d_{12} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (35)$$

$$T_4 = \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & -\sin\theta_2 & 0 \\ \sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (36)$$

$$T_5 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & L_2 + c_2 \\ 0 & 1 & d_{23} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (37)$$

$$T_6 = \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & -\sin\theta_3 & 0 \\ \sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (38)$$

$$P_0 = \text{Ponto da base da mão} = \begin{bmatrix} 0 \\ -d_1 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (39)$$

$$P_1 = \text{Ponto interno da falange proximal} = T_1 T_2 \begin{bmatrix} 0 \\ -d_1 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (40)$$

$$P_2 = \text{Ponto extremo da falange proximal} = T_1 T_2 \begin{bmatrix} L_1 \\ -d_1 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (41)$$

$$P_3 = \text{Ponto interno da falange medial} = T_1 T_2 T_3 T_4 \begin{bmatrix} c_2 \\ -d_2 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (42)$$

$$P_4 = \text{Ponto extremo da falange medial} = T_1 T_2 T_3 T_4 \begin{bmatrix} L_2 + c_2 \\ -d_2 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (43)$$

$$P_5 = \text{Ponto interno da falange distal} = T_1 T_2 T_3 T_4 T_5 T_6 \begin{bmatrix} c_3 \\ -d_3 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (44)$$

$$P_6 = \text{Ponto extremo da falange distal} = T_1 T_2 T_3 T_4 T_5 T_6 \begin{bmatrix} L_3 + c_3 \\ -d_3 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (45)$$

Dada a rotação do servo, pode-se calcular o comprimento do cabo:

$$L(t, \theta_1, \theta_2, \theta_3) = \omega t R + L_0 + D_{P_0 P_1} + D_{P_1 P_2} + D_{P_2 P_3} + D_{P_3 P_4} + D_{P_4 P_5} + D_{P_5 P_6} \quad (46)$$

Onde:

$$D_{P_n P_{n+1}} = \sqrt{(P_n - P_{n+1})_x^2 + (P_n - P_{n+1})_y^2} \quad (47)$$

Assim:

$$\begin{aligned} L(t, \theta_1, \theta_2, \theta_3) = & \omega t R + L_0 + L_1 + L_2 + L_3 + \sqrt{[d_1(1 - \cos \theta_1)]^2 + (c_1 + d_1 \sin \theta_1)^2} + \\ & \sqrt{c_2^2 + (d_1 + d_{12})^2 + d_2^2 - 2(d_1 + d_{12})(d_2 \cos \theta_2 - c_2 \sin \theta_2)} + \\ & \sqrt{c_3^2 + (d_2 + d_{23})^2 + d_3^2 - 2(d_2 + d_{23})(d_3 \cos \theta_3 - c_3 \sin \theta_3)} \end{aligned} \quad (48)$$

Para fazer a modelagem dinâmica devem-se considerar as hipóteses listadas abaixo:

- Desconsiderada massas das molas
- Desconsiderada massas dos eixos que conectam falanges
- Desconsideradas perdas de atrito nas articulações
- Desconsiderado atrito entre o cabo e parede das peças
- Desconsiderada elasticidade do cabo
- Desconsiderado perdas por atrito com ar
- Molas modeladas como ideais
- Centros de inércia considerados como sendo no centro de cada peça
- Centros de rotação considerados inicialmente alinhados no mesmo y
- Cada falange modelada como bloco sólido de comprimentos distintos, mas alturas iguais

A partir dessas hipóteses, pode-se criar os diagramas de corpo livre para o modelo em questão pode ser visto na Figura 37.

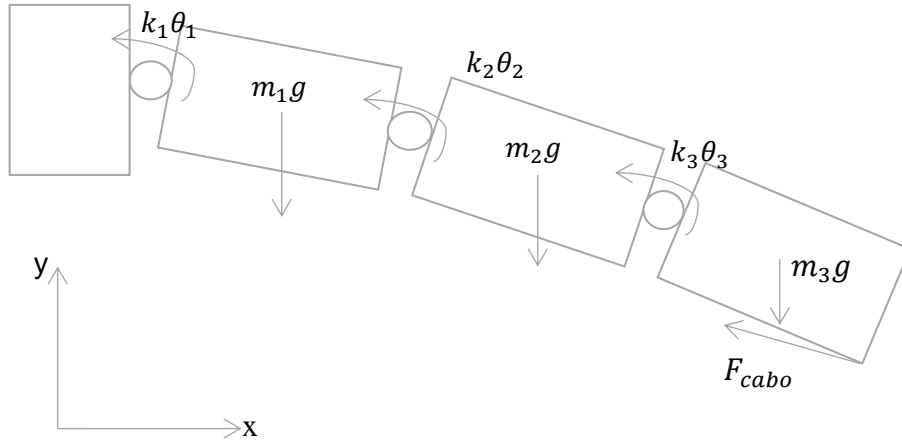


Figura 37 - Diagrama de Corpo Livre do dedo

Fonte: Autoria Própria

Utilizando α, β, γ como coordenadas generalizadas, sendo estes os ângulos das falanges com relação a horizontal, de forma que:

$$\alpha = \theta_1 \quad (49)$$

$$\beta = \theta_1 + \theta_2 \quad (50)$$

$$\gamma = \theta_1 + \theta_2 + \theta_3 \quad (51)$$

A dedução das equações de energia para o método de Lagrange do sistema podem ser encontrados no Anexo 1. O resultado final das derivações é:

$$\left[\left(\frac{m_1}{3} + m_2 + m_3 \right) L_1^2 \right] \ddot{\alpha} + \left[\left(\frac{m_2}{2} + m_3 \right) L_1 L_2 \cos(\alpha - \beta) \right] \ddot{\beta} + \left[\frac{m_3}{2} L_1 L_3 \cos(\alpha - \gamma) \right] \ddot{\gamma} + \left[\left(\frac{1}{2} m_2 + m_3 \right) L_1 L_2 \sin(\alpha - \beta) \right] \dot{\beta}^2 + \left[\frac{m_3}{2} L_1 L_3 \sin(\alpha - \gamma) \right] \dot{\gamma}^2 + (k_1 + k_2)\alpha - k_2\beta - \left(\frac{m_1}{2} + m_2 + m_3 \right) L_1 g \cos \alpha = -k_1 \theta_{10} \quad (52)$$

$$\left[\left(\frac{m_2}{2} + m_3 \right) L_1 L_2 \cos(\alpha - \beta) \right] \ddot{\alpha} + \left[\left(\frac{m_2}{3} + m_3 \right) L_2^2 \right] \ddot{\beta} + \left[\frac{m_3}{2} L_2 L_3 \cos(\beta - \gamma) \right] \ddot{\gamma} - \left[\left(\frac{m_2}{2} + m_3 \right) L_1 L_2 \sin(\alpha - \beta) \right] \dot{\alpha}^2 + \left[\frac{m_3}{2} L_2 L_3 \sin(\beta - \gamma) \right] \dot{\gamma}^2 - k_2 \alpha + (k_2 + k_3)\beta - k_3\gamma - \left(\frac{m_2}{2} + m_3 \right) L_2 g \cos \beta = -k_2 \theta_{20} \quad (53)$$

$$\left[\frac{m_3}{2} L_1 L_3 \cos(\alpha - \gamma) \right] \ddot{\alpha} + \left[\frac{m_3}{2} L_2 L_3 \cos(\beta - \gamma) \right] \ddot{\beta} + \left[\frac{m_3}{3} L_3^2 \right] \ddot{\gamma} - \left[\frac{m_3}{2} L_1 L_3 \sin(\alpha - \gamma) \right] \dot{\alpha}^2 - \left[\frac{m_3}{2} L_2 L_3 \sin(\beta - \gamma) \right] \dot{\beta}^2 - k_3 \beta + k_3 \gamma - \frac{m_3}{2} L_3 g \cos \gamma = F_{cabo} L_3 \sin \theta + k_3 \theta_{30} \quad (54)$$

Utilizando o código Scilab contido no Anexo 2 e os parâmetros apresentados nas Tabelas 2 e 4, foram gerados os resultados contidos nas Figuras 38 a 40. O movimento observado consiste de um movimento quase linear das falanges até atingirem os valores de angulação máxima, com diferenças de velocidades, sendo que a falange medial é a mais rápida, e a distal a mais lenta. Vale observar, que a falange distal atinge seu ângulo limite cerca de 0.3s depois da proximal (o que corresponde a 30% do tempo total de movimento), e possui o movimento mais próximo de uma exponencial decrescente. Assim, a partir das simulações, se valida a exequibilidade do movimento dos dedos.

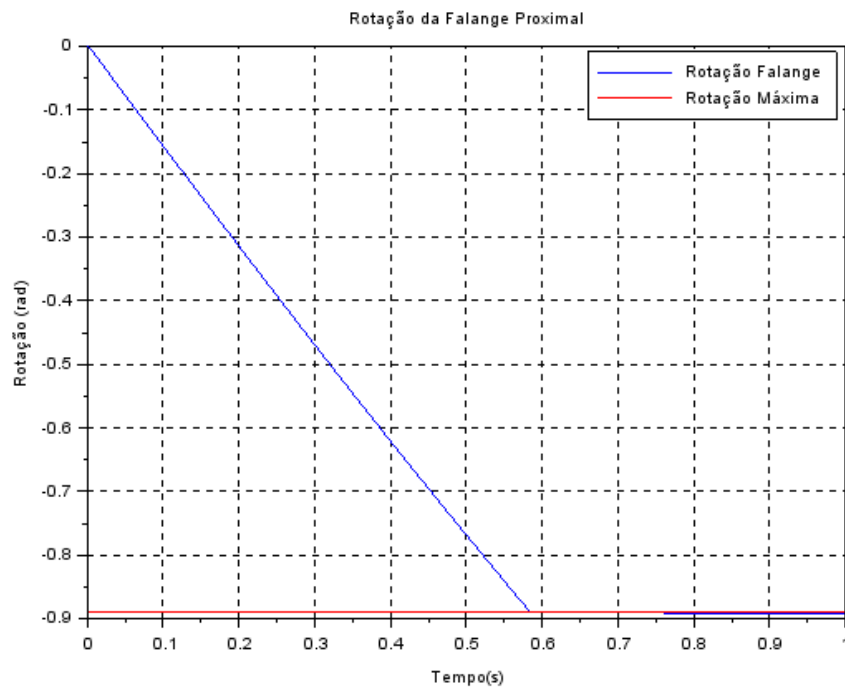


Figura 38 - Rotação da Falange Proximal

Fonte: Autoria Própria

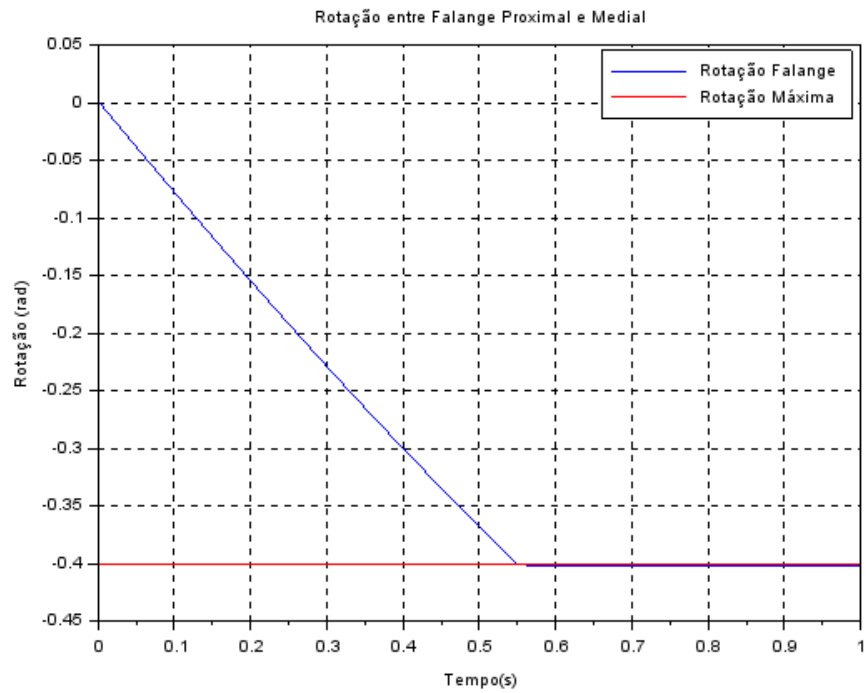


Figura 39 - Rotação da Falange Medial com relação a proximal

Fonte: Autoria Própria

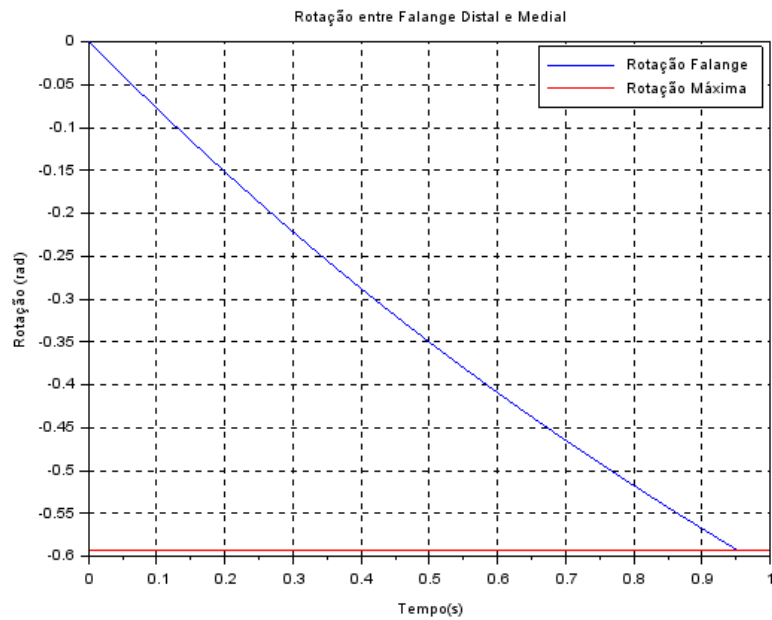


Figura 40 - Rotação da Falange Distal com relação a Medial

Fonte: Autoria Própria

3.2. Projeto Eletrônico

3.2.1. Matriz de Decisão

Dados os levantamentos realizados nas seções anteriores, foram escolhidos alguns critérios de seleção para o sistema de controle com seus respectivos pesos, baseados na importância de cada um dos mesmos de acordo com as exigências do projeto, ilustrados na Tabela 11.

Tabela 11 - Critérios de Decisão do sistema de Controle

#	Critério	Nota	Normalizada	Descrição
1	Custo	5	0,278	Custo de fabricação e desenvolvimento
2	Construção	4	0,222	Nível de dificuldade envolvido na montagem do sistema de controle
3	Manutenção	2	0,111	Quantidade de manutenção envolvida
4	Precisão	3	0,167	Capacidade do sistema de executar movimentos desejados
5	Mimetização	4	0,222	Facilidade de adequação do usuário para uso da prótese

Fonte: Autoria própria

Assim, para cada um dos sistemas de controle estudados, atribuiu-se uma nota para cada critério, de forma a obter uma nota final normalizada, conforme mostrado na Tabela 12.

Tabela 12 – Matriz de Decisão Resultante

Tipo de Controle	Custo	Construção	Manutenção	Precisão	Mimetização	Nota Final Normalizada
Arreio	5	4	2	2	1	0,2197
Sensorial	4	3	3	3	3	0,2241
Eletromiografia	2	2	4	4	4	0,1957
Mecanomiografia	2	2	4	4	4	0,1957
Neuroelétrico	1	1	2	5	5	0,1648

Fonte: Autoria própria

Desta forma, tendo em vista os resultados da matriz de decisão, neste trabalho será a prótese a ser desenvolvida será a sensorial utilizado o estímulo visual como mecanismo de feedback.

3.2.2. Sistema de Controle

O projeto do sistema de controle foi inspirado na prótese Hackberry (Exiii, 2016), apresentada na seção 1.2., na qual se utiliza um sensor de pequenas distâncias para medir contrações musculares e servo motores para realizar as contrações necessárias.

Neste projeto, a saída analógica do sensor de proximidade é convertida em digital pelo conversor ADC de 10 bits do microcontrolador, de forma a quebrar a leitura do sensor em 1024 partes. Dentro dos valores de 0 a 1023 são estabelecidos pontos de mínimo e máximo de leitura de distância, isto é, medidas de contração máxima e mínima do braço, respectivamente. Esses valores mínimos e máximos serão utilizados para quebrar a leitura do sensor em 3 partes como visto na Figura 41.

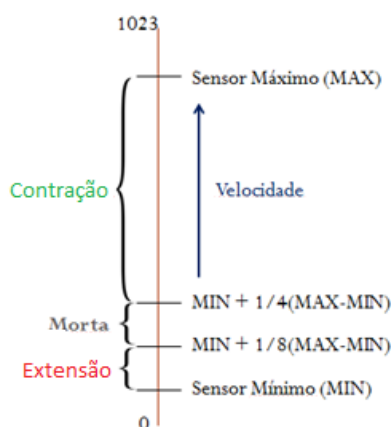


Figura 41 - Faixas de Leitura do Sensor no controle da movimentação do dedo

Fonte: Autoria Própria

1. Zona de Extensão

Corresponde ao intervalo de 0 ao valor do sensor mínimo mais um oitavo da diferença entre o máximo e mínimo do sensor. Nesta faixa o dedo estende a uma velocidade pré-determinada.

2. Zona Morta

Corresponde ao intervalo entre o valor do sensor mínimo mais um oitavo da diferença entre o valor do sensor máximo e mínimo e o valor do sensor mínimo mais um quarto da diferença entre o valor máximo e mínimo do sensor. Nesta zona a prótese permanece estacionária. Este intervalo existe devido a leitura do sensor oscila por conta da imprecisão do mesmo e das oscilações na contração do músculo, de forma que, se não houvesse esse intervalo, caso a contração estivesse no limiar entre extensão e flexão, os servos ficaram oscilando entre essas ativações causando vibrações indesejáveis na prótese.

3. Zona de Contração

Corresponde entre o valor do sensor mínimo mais um quarto da diferença entre o valor máximo e mínimo do sensor e o valor de sensor máximo. Nesta zona o dedo realiza o movimento de flexão, de maneira que quanto mais próximo da contração máxima maior será a velocidade de contração, sendo que existe uma velocidade limite de movimento dos servos.

Os parâmetros máximos e mínimos de velocidade e de ângulos dos servos são definidos no código do microcontrolador, entretanto os valores máximos e mínimos do sensor podem ser calibrados a partir de dois métodos. O primeiro é a uma calibração global, no qual se segura o botão de calibração por 2 segundos para iniciar o processo, que corresponde a um intervalo 10 segundos em que o usuário deve contrair e relaxar o músculo do braço de forma a definir os pontos de máxima e mínima contração, enquanto isso, a prótese irá se mover de acordo com a calibração momentânea. O segundo método apenas calibra o ponto de sensor mínimo, sendo que o usuário deve apenas relaxar o músculo por alguns instantes.

A partir do modelo conceitual desse sistema de controle pode-se elaborar a sequência de comandos necessários para realizar o controle da prótese contidos na Figura 42.

O controle da prótese começa com um delay de 10ms, seguido da verificação do pressionamento do botão do polegar que irá determinar a posição do servo de polegar flexionado ou relaxado. Em seguida verifica-se se o botão de calibração está pressionado. Esta verificação é feita todo o loop, e se houver registro de 10 loops seguidos que houve pressionamento do botão, dá-se início a sequência de calibração, na qual se determina os valores de máximos e mínimos da leitura do sensor em um loop de leituras de 10s na qual o usuário deve relaxar e contrair o músculo repetidamente. Após a verificação do botão de calibração, chama-se a rotina de leitura do sensor, em que se tira a média de 20 leituras consecutivas do sensor. Isto é feito desta forma para compensar trepidações naturais do músculo. Finalmente entra-se na rotina de movimentação do servo, na qual a posição do dedo é calculada com base na velocidade de rotação, a depender da faixa correspondente de leitura

do sensor, multiplicado por uma constante de proporcionalidade, no caso do movimento de flexão, de forma a variar a velocidade. Nesta mesma rotina, faz-se a verificação da ativação do botão de 3 dedos, que passa a ter a mesma posição do indicador.

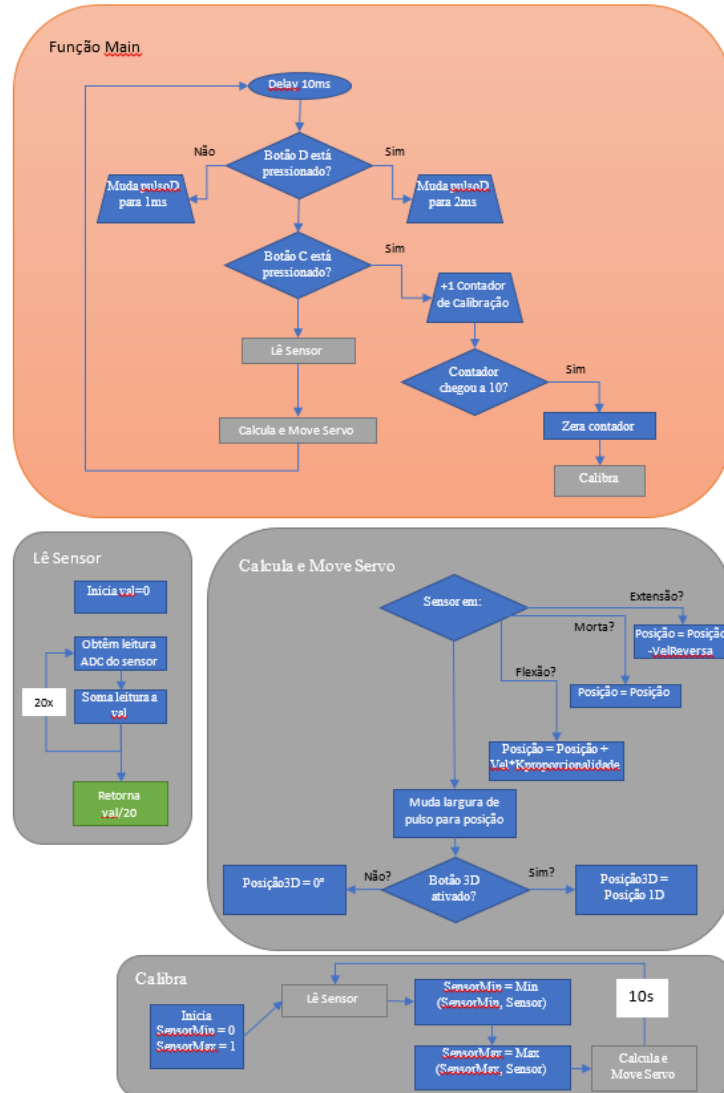


Figura 42 - Modelo conceitual do sistema de controle

Fonte: Autoria Própria

3.2.3. Sensor

Para se escolher o sensor de proximidade deve-se levar em consideração as especificações de uso e de distâncias as quais o sensor deve atender. No caso, o sensor será colocado dentro de um objeto flexível (preferencialmente uma esponja), e será fixado no bíceps do indivíduo por meio de uma fita de velcro, de forma que as contrações musculares do

bíceps sejam responsáveis por contrair a esponja e fazer com que o leitor passe a medir menores distâncias, e, assim, realizar a flexão dos dedos.

Dadas essas condições de uso, foram levantados os sensores apresentados na Tabela 13.

Tabela 13 - Características de sensores de proximidade

Nome	Tipo	Alcance	Precisão	Preço
HC-SR04	Ultrassônico	2cm a 4m	0.5cm	R\$ 8.90
TCRT5000	Infravermelho	0.5 a 25mm	0.3mm	R\$ 1.90
NPN	Indutivo	4mm	0.05mm	R\$ 29.90
QRE1113	IR	0.2 a 8mm	0.1mm	R\$ 19.90
QRD1114	Óptico	Até 500mm	0.5mm	R\$ 2.50

Fonte: Autoria Própria

O sensor escolhido para uso no projeto foi o TCRT5000, uma vez que possui precisão e faixa de leitura dentro de limites adequados e com o menor preço de acesso. Além disso, o componente é facilmente encontrado em lojas de componentes eletrônicas brasileiras.

É preciso ainda dimensionar as resistências a serem utilizadas no circuito do TCRT5000. Como a corrente ótima do emissor é de 20mA, dado que este componente será alimentado com 5V, a partir da lei de Ohm:

$$U = RI \leftrightarrow 5 = R * 20 \leftrightarrow R = 0,25 \text{ k}\Omega \quad (55)$$

Utiliza-se, então, um resistor comercial de 220Ω.

O resistor no transistor, por outro lado, é um resistor de pull-up sendo que se usa com frequência 10kΩ. Desta forma o circuito final fica representado na Figura 43.

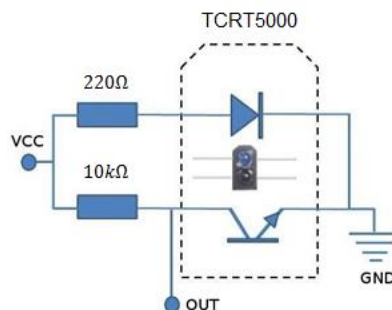


Figura 43 - Circuito do sensor

Fonte: Autoria Própria

3.2.4. Alimentação

Para alimentar o sistema deve-se procurar a bateria com melhor relação de peso, custo, tensão, capacidade de descarga e carga total. Dado que o sistema trabalha com 3 servos, sendo que o SG90 (polegar) consome 650mA, o Futaba S3003 (indicador) consome 430mA e o PDI-6221 (demais dedos) consome 1600mA, o que juntos somam 2.68A de corrente, portanto, para seguramente garantir a máxima eficiência dos componentes, o ideal seria uma fonte capaz de fornecer no mínimo 3A de corrente com o máximo de autonomia possível. Assim, as fontes de energias escolhidas são dispostas na Tabela 14.

Tabela 14 - Características de fontes de energia

Modelo	Tipo	Carga (mAh)	Tensão (V)	Descarga Máx. (A)	Peso (g)	Custo (R\$)
Sony AA Recarr.	NiMh	2600	1.2	2.6	28	12.50
Duracell AA	Alcalina	2500	1.5	1.5	24	2.70
Ur18650 Sanyo	Li – ion	2600	3.7	5	48	20.00
Samsung ICR18650	Li – ion	3000	3.7	15	47	62.00
LP483756	Lipo	1100	3.7	6	23	25.00
UP645SEG	Chumbo	4500	6	21	780	44.90
Multilazer	Power Bank	2500	5	2	70	24.90

Fonte: Autoria Própria

Tomando as opções apresentadas na Tabela 14, descarta-se imediatamente as pilhas AA e o power bank, uma vez que não são capazes de fornecer a corrente necessária. Dentre as opções restantes, a mais barata é a bateria de chumbo, entretanto ela é 10x mais pesada e ocupa bastante espaço comparada as demais, sendo descartada por motivos de montagem e critérios de peso. Entre as fontes restantes, escolheu-se aquela com melhor relação custo por carga, portanto, a URL18650 da Sanyo.

Dado a escolha de fonte de energia é preciso garantir uma tensão comum a todos os componentes utilizados, neste caso 5 V. Para tanto é preciso regular a tensão a partir de um circuito que garanta a passagem de alta corrente. Geralmente para se regular a tensão, utiliza-se um regulador transistorizado, tal como o 7805, entretanto esses componentes são limitados quanto a corrente, sendo a máxima geralmente de 1A ou 2A, logo se faz necessário o uso de um transistor capaz de passar o excesso de corrente necessária.

O circuito de regulação de tensão escolhido foi utilizando o regulador LM317 (que possui proteção contra curto-circuito) e o transistor TIP127. Para garantir a tensão desejada de 5V na saída do LM317 é preciso escolher as resistências adequadas, segundo a seguinte equação:

$$V_{\text{out}} = V_{\text{ref}} \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) + I_{\text{adj}} R_2 \quad (56)$$

Onde R_1 e R_2 são as resistências representadas na Figura 44, V_{ref} e I_{adj} são parâmetros dos componentes obtidos pelo seu datasheet, neste caso, 1.275V e 100uA, respectivamente. Fixando o valor de R_2 para 1k Ω , pode-se fazer:

$$5 = 1.275 \left(1 + \frac{1000}{R_1} \right) + 10^{-4} 10^3 \quad (57)$$

$$R_1 = 351,72 \, \Omega \quad (58)$$

Logo se utiliza um valor de resistência comercial de 330 Ω para R_1 .

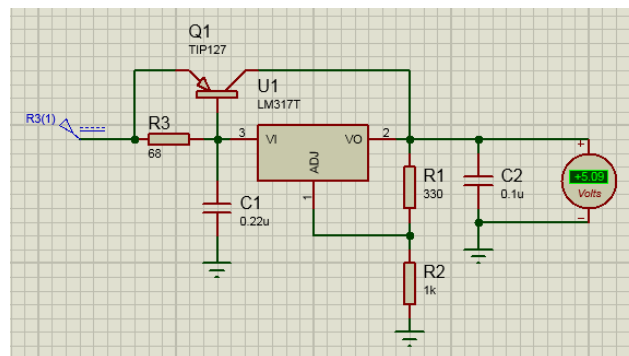


Figura 44 - Circuito para o regulador de tensão

Fonte: Autoria Própria

3.2.5. Controlador

O controlador a ser utilizado deve ser capaz de realizar as seguintes tarefas:

1. Ter entrada de conversão analógica-digital
2. Ter no mínimo 8 pinos lógicos (3 botões, 1 LED, 3 servos e 1 sensor)
3. Ter tensão de alimentação na faixa de 3.3V a 6V

Entre as opções possíveis, foram levantados os controladores na Tabela 15. Vale lembrar, que os controladores citados abaixo não são as únicas opções disponíveis, mas foram selecionados com base na facilidade de encontra-los no mercado brasileiro, além de representarem uma categoria de controladores (por exemplo, a PIC12F675 pode representar boa parte da linha PIC12Fxxx).

Tabela 15 - Características de opções de controladores

Controlador	Clock	# Portas	Tensão	Preço
Arduino UNO	16 MHz	20	7 a 12V	R\$ 44.90
AT Mega Mini	16 MHz	22	5 a 12V	R\$ 22.90
Arduino Nano	16 MHz	22	7 a 12V	R\$ 49.90
PIC12F675	4 MHz	6	2.7 a 5.5V	R\$ 7.90
PIC16F676	4 MHz	12	2.7 a 5.5V	R\$ 8.90
Raspberry PI Zero	1 GHz	40	5V/1.2A	R\$ 79.90

Fonte: Autoria Própria

Dadas as opções acima, o controlador selecionado foi a PIC16F676, uma vez que cumpre os 3 itens citados anteriormente com o menor preço. Vale ressaltar que o sistema de controle da Hackberry utiliza o Arduino Micro, que possui um clock de 16 MHz, quatro vezes maior que o do controlador escolhido, o que pode acarretar em demoras em termos de tempos de resposta e processamento. Isso pode ser contornado utilizando um cristal para aumentar o clock, ou simplificações no código.

3.2.6. Circuito Elétrico

Uma vez que o controlador foi definido, têm-se todos os elementos principais para desenvolvimento do sistema de controle, e assim gerou-se o código contido no Anexo 4 e o circuito elétrico da Figura 45. Neste esquema pode-se perceber o uso do sensor TCRT5000 acoplado a entrada analógica AN0 do micro controlador PIC, três botões, que corresponde ao botão de calibração dinâmica, o botão de ativação do polegar e o botão de movimentação dos três dedos. Observa-se ainda três atuadores: O servo motor a realizar a movimentação do dedo indicador (S3003); o servo motor para movimento do dedão (SG90); e o servo para a movimentação dos três dedos (PDI-6221).

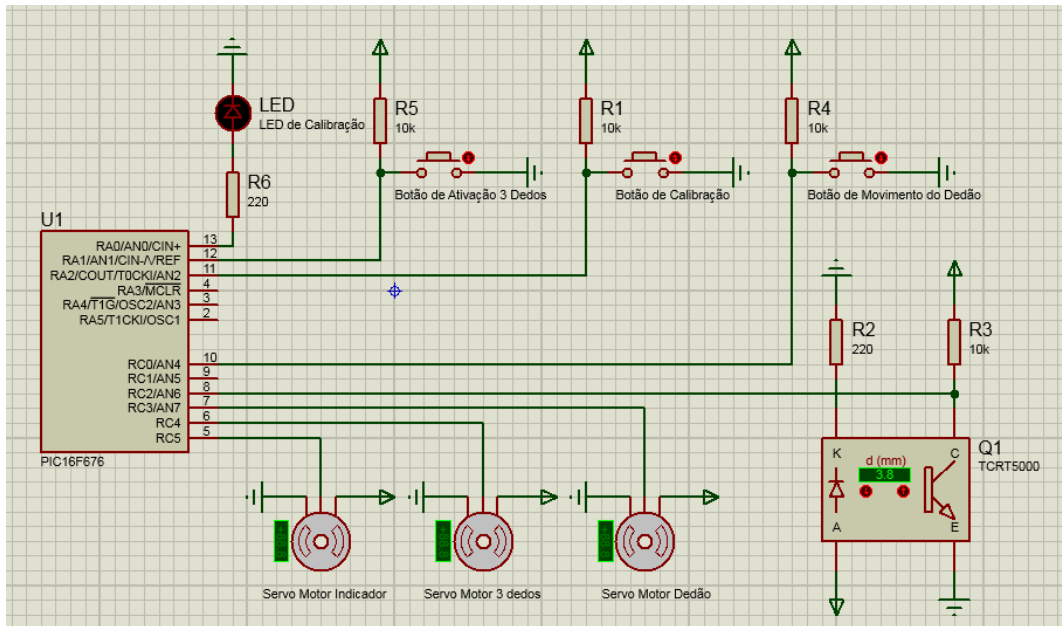


Figura 45 - Circuito elétrico da prótese adaptada

Fonte: Autoria própria

A partir do circuito elétrico, foi desenvolvida uma placa em PCB para implementação dentro da prótese, de forma a minimizar o espaço ocupado pelo sistema de controle, nessa placa estão contidos tanto o circuito regulador de tensão quanto os botões, LEDs e Servos anexados ao controlador, entretanto, dado que o sensor deve ser colocado próximo ao braço seu circuito foi feito separadamente. No Anexo 4 se encontra a tabela de componentes utilizados.

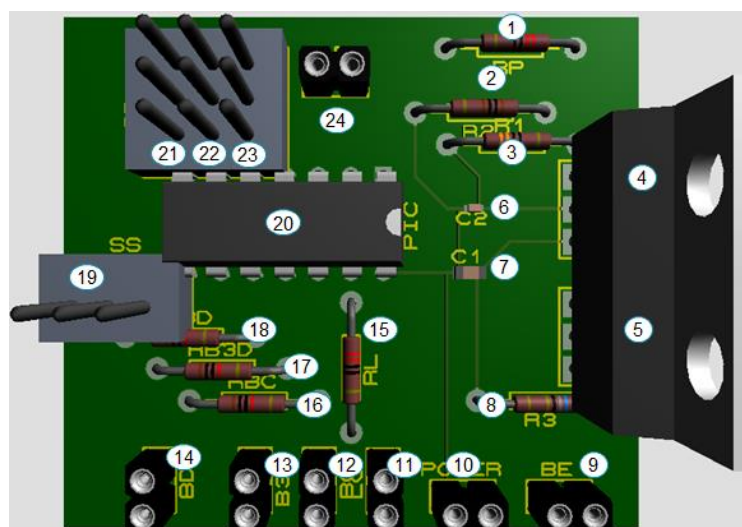


Figura 46 - Placa PCB do sistema de controle

Fonte: Autoria Própria

4. RESULTADOS

Todas as peças foram impressas em ABS e não apresentaram nenhuma dificuldade quanto à construção, porém vale o ressaltar que devido à imprecisão da impressora, alguns contatos devem ser lixados para garantir montagem ou movimentação relativa sem grande atrito. Todos os componentes, exceto cabos, eixos, molas, parafusos, servos, componentes eletrônicos e baterias foram impressos em ABS devido à disponibilidade de material e equipamento.

A Figura 47 mostra o protótipo construído. É possível notar a semelhança entre o projeto em CAD e as peças impressas. Também é possível ver os cabos enrolados nos carretéis e sua trajetória, sem interferências, até o canal que os leva para a mão.

O protótipo funciona com um circuito montado em protoboard, que possui mesmo sistema da placa controladora da prótese final, porém de mais fácil acesso e modificações para testes e ajustes.

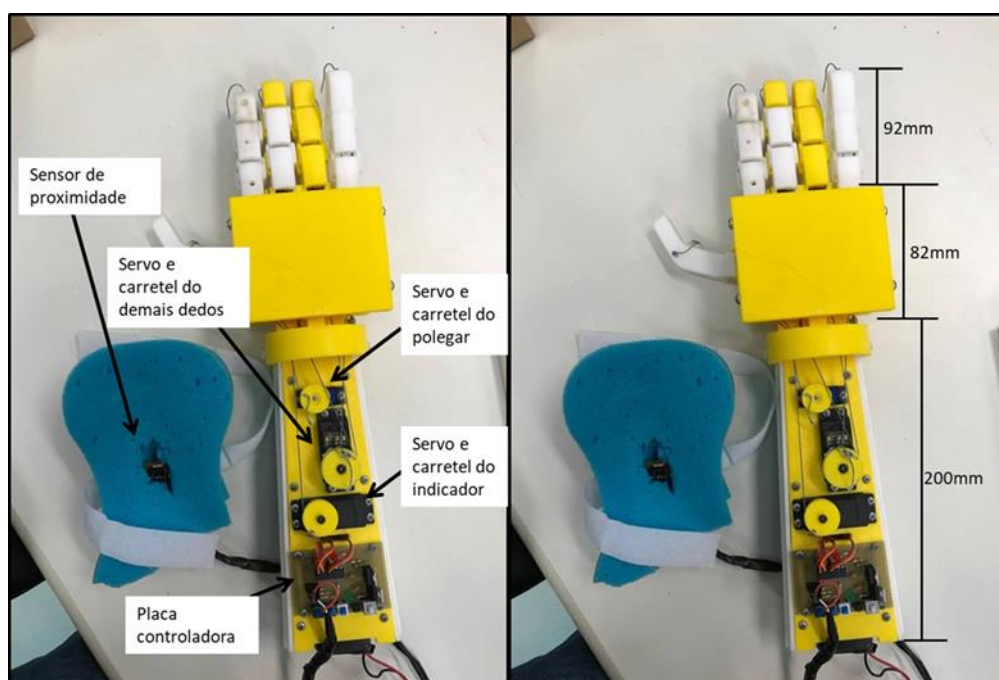


Figura 47 - Fotos do protótipo desenvolvido

Fonte: Autoria própria

O movimento do indicador ocorre como o projetado, inclusive utilizando o conjunto de servo S3003 e carretel de 21 mm. Todas as falanges se encostam e chegam a posição final para pinça. O movimento do polegar necessitou de um servo mais forte que o planejado, uma vez que o movimento do cabo apresenta trajetórias não previstas no projeto, dessa maneira, foi utilizado o servo MG90S com um carretel de 18 mm.

A Figura 48 mostra a prótese capaz de segurar um objeto que possuem uma geometria favorável ao contato com os dedos, de forma que o contato direto com o plástico permite segurar o objeto.



Figura 48 - Prótese segurando objeto com geometria favorável

Fonte: Autoria própria

Porém, itens com geometrias diferentes não conseguiram ser pegos pela pinça. Para contornar esse problema, foram colocadas espumas na região de contato entre indicador e polegar, de forma a simular a deformação do dedo humano quando se segura um objeto e, assim, garantir contato. A Figura 49 mostra o teste para esse caso.

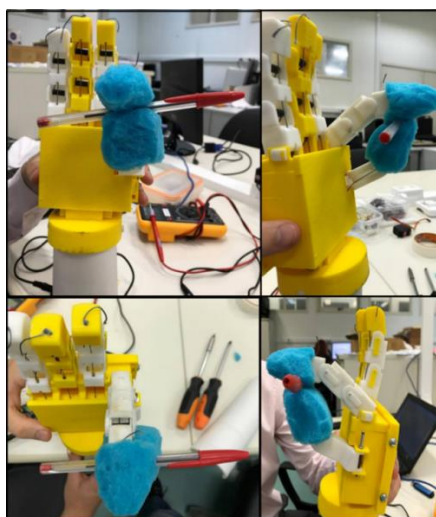


Figura 49 - Uso de espuma para pegar objetos

Fonte: Autoria própria

O movimento dos três dedos restantes foi realizado pelo servo MG995R e um carretel de 24 mm, já que não foi possível a obtenção do servo dimensionado. Como previsto no dimensionamento, os dedos não fazem o movimento completo, porém é possível observar a exequibilidade do movimento caso o servo pudesse rotacionar mais. A Figura 50 mostra a

condição dos dedos quando retraídos, na qual pode ser observada a rotação completa do indicador e polegar, e a rotação incompleta dos demais dedos.

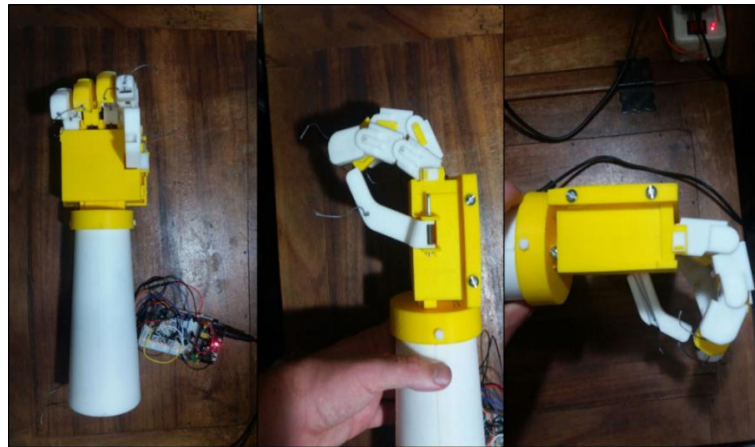


Figura 50 - Fotos dos dedos retraídos

Fonte: Autoria própria

A verificação do movimento de garra de força foi feita através de um teste para segurar um objeto cilíndrico, como mostra a Figura 51. Neste teste foi possível perceber que o tamanho do objeto a ser segurado é limitado, uma vez que as falanges são rígidas e não se conformam perfeitamente ao redor dos objetos.

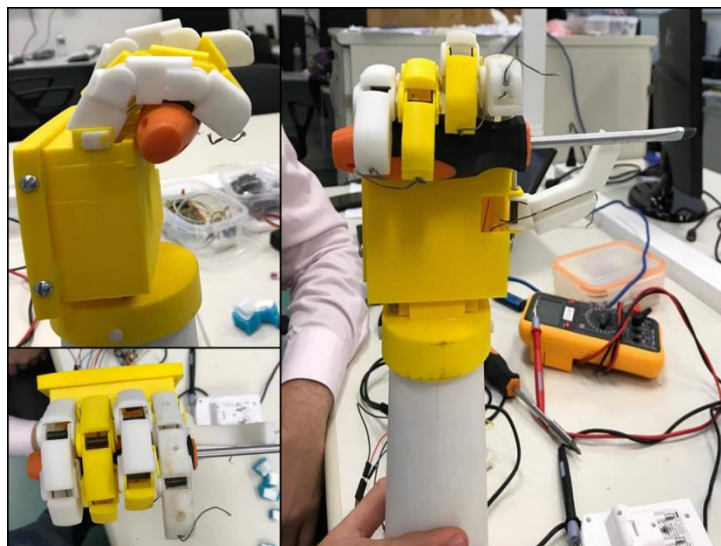


Figura 51 - Movimento de garra de força

Fonte: Autoria própria

Para construir o sistema de controle (*Figura 52*) foi feita uma placa tal qual a desenhada na seção 3.2.6 juntando na mesma placa o sistema central de controle o regulador de tensão. As resistências e o sensor de proximidade, por outro lado, foram soldados em uma placa separada a qual foi colocada dentro de uma esponja (tipicamente utilizada para lavar

carros), com uma fita de velcro passante pela parte de trás para prender no braço do usuário. Todo sistema foi alimentado por pilhas de ion-lítio Samsung ICR18650.

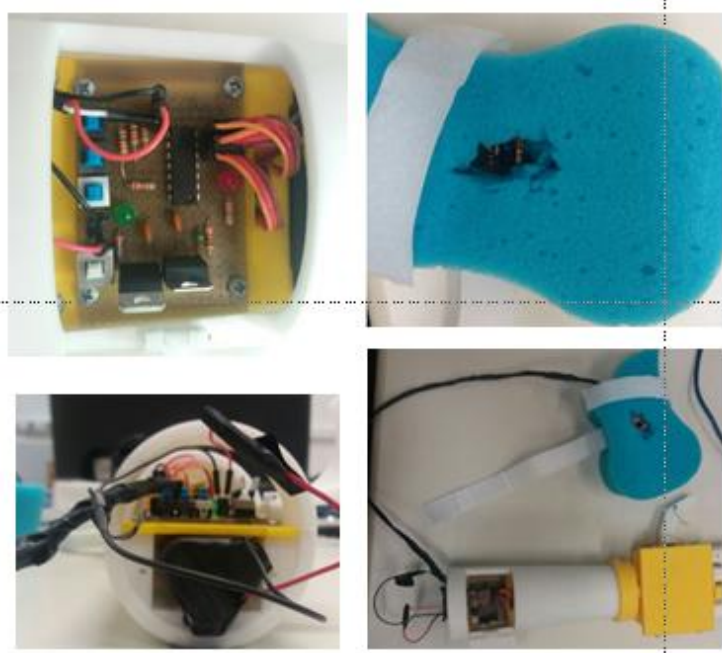


Figura 52 - Sistema de Controle

Fonte: Autoria Própria

Ao realizar os testes com o sistema de controle foi averiguado que o mesmo funcionava adequadamente e era capaz de realizar os movimentos testados anteriormente, entretanto depois de certo tempo de uso, ou ao realizar movimentos que levavam os servos ao limite de seu torque necessário, verificou-se que o transistor para passagem de excesso de corrente esquentava excessivamente, de forma que seria necessário criar um sistema de dissipação de calor, tal como colocando aletas de alumínio. Adicionalmente, verificou-se que o sistema de controle empregado (i.e. sensor de proximidade) implicava na necessidade de ajuste fino do posicionamento do sensor no braço, e de período de treinamento adequado para garantir o controle adequado da prótese.

5. CONCLUSÕES

O conceito de retração por dedos através de cabos e distensão dos mesmos através de molas se mostrou funcional, sendo mais simples construção que um sistema engrenado ou de polias, porém ele se mostra menos preciso que estes, uma vez que a única posição que o cabo consegue resistir à esforços é apenas enquanto o servo o traciona, ou seja, não é possível parar o movimento dos dedos em qualquer posição desejada.

Além disso, a trajetória que o cabo realizará ao ser tracionado é de difícil modelagem e previsão, o que pode resultar em comportamentos indesejados, como o ocorrido no movimento do polegar. Dessa maneira, o ideal para a utilização destes é limitar seus graus de liberdade tanto quanto possível durante o movimento.

O uso da impressão 3D para a fabricação se mostrou de grande vantagem, já que é rápida e permite uma representação direta do projetado em CAD. Além de resultar em precisões dimensionais satisfatórias para a montagem do conjunto, permitindo o encaixe e fixação de peças.

Desenvolvimentos futuros sobre o projeto apresentado podem envolver um mecanismo para rotação do pulso, de forma que a mão possa atuar em diversas direções, design mais próximo do visual de mão humana, com dedos de menor diâmetro e mão de menor volume.

Referências Bibliográficas

ABOTEC - Associação Brasileira de Ortopedia Técnica. (s.d.). Acesso em 10 de 10 de 2016, disponível em <http://www.abotec.org.br/novosite/index.html>

Amputee Coalition. (s.d.). Acesso em 10 de 10 de 2016, disponível em <http://www.amputee-coalition.org/>

BARROS, K. R. (2005). *Metodologia para Classificação de Sinais EMG para controle de próteses com baixo esforço computacional*. Tese de Mestrado - Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia: Tese de Mestrado - Universidade Federal de Uberlândia.

CAMARGO, D. R. (2008). *Desenvolvimento de um Protótipo de uma Prótese Antropomórfica para Membros Superiores*. Tese de Doutorado - Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo. São Carlos: Tese de Mestrado - Departamento de Engenharia Elétrica, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

CARVALHO. (2000). *Atuadores Hidráulicos e Pneumáticos dos Robôs Industriais e Manipuladores Automáticos*.

CARVALHO, G. L. (2004). *Proposta de um Método de Projeto de Próteses de Membro Superior com a utilização de Engenharia e Análise de Valor*. Tese de Mestrado -

Departamento de Engenharia Mecânica, Escola de Politécnica de São Paulo, Universidade de São Paulo.

CUNHA, F. L. (2002). *A mão de São Carlos, Uma Prótese Multifunção para Membros Superiores*. Tese de Doutorado - Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo. São Carlos: Tese de Doutorado - Departamento de Engenharia Elétrica, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

CURA, V. D. (2005). *Acionamento e Controle de Dedo de uma Prótese para Membro Superior com Realimentação Proprioceptiva de Força e de Temperatura*. Tese de Mestrado - Departamento de Engenharia Elétrica, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

Exiii. (2016). *Hackberry Open source Community*. Acesso em 16 de novembro de 2016, disponível em <http://exiii-hackberry.com/>

FRANCA, J. E. (2001). Tendências em biomecânica ortopédica aplicadas à reabilitação. *Acta Ortop Bras*, 9(3), 45.

IBGE. (2010). *Censo*. Acesso em 08 de outubro de 2016, disponível em <http://www.censo2010.ibge.gov.br>

Karlsson, S. G. (2010). *User Control of Lower Limber Prothesis*. Tese de Mestrado - Universidade da Islândia, Reykjavik.

KONTOUDIS, G. P. (2015). Open-source, anthropomorphic, underactuated robot hands with selectively lockable differential mechanism: Towards affordable prothesis. *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2015 IEEE/RSJ International Conference on.*, 5857-5862.

LONDI, F. e. (2004). Control and virtual reality simulation of tendon driven mechanisms. *Multibody System Dynamics*, 12(2), 133-145.

Murphy, C., Campbell, N., Caulfield, B., Ward, T., & Deegan, C. (2008). Micro Electro Mechanical Systems based Sensor for Mechanomyography. *Biosignal*.

Silva, J. (2004). *Mechanomyography Sensor Design and Multisensor Fusion for Upper-Limb Prosthesis Control*. Tese de Mestrado - Universidade de Toronto, Toronto, Canadá.

SONO, T. S. (2012). *Projeto de uma prótese de mão sub-atuada: mecanismo, interface e sistema de controle*.

YANG, J. e. (2004). A multi-fingered hand prosthesis. *Mechanism and Machine Theory*, 39(6), 555-581.

Anexos

Anexo 1 – Dedução das equações de energia de um dedo da prótese

$$\theta_1 = \alpha \quad (\text{A.1})$$

$$\theta_2 = \beta - \alpha \quad (\text{A.2})$$

$$\theta_3 = \gamma - \beta \quad (\text{A.3})$$

Pode-se estabelecer que as coordenadas dos centros de massa serão dados por:

$$x_1 = \frac{L_1}{2} \cos \alpha \quad (\text{A.4})$$

$$y_1 = -\frac{L_1}{2} \sin \alpha \quad (\text{A.5})$$

$$x_2 = L_1 \cos \alpha + \frac{L_2}{2} \cos \beta \quad (\text{A.6})$$

$$y_2 = -L_1 \sin \alpha - \frac{L_2}{2} \sin \beta \quad (\text{A.7})$$

$$x_3 = L_1 \cos \alpha + L_2 \cos \beta + \frac{L_3}{2} \cos \gamma \quad (\text{A.8})$$

$$y_3 = -L_1 \sin \alpha - L_2 \sin \beta - \frac{L_3}{2} \sin \gamma \quad (\text{A.9})$$

Derivando as equações no tempo:

$$v_{x1} = -\frac{L_1}{2} \sin \alpha \dot{\alpha} \quad (\text{A.10})$$

$$v_{x1} = -\frac{L_1}{2} \text{sen } \alpha \dot{\alpha} \quad (\text{A.10})$$

$$v_{y1} = -\frac{L_1}{2} \cos \alpha \dot{\alpha} \quad (\text{A.11})$$

$$v_{x2} = -L_1 \text{sen } \alpha \dot{\alpha} - \frac{L_2}{2} \text{sen } \beta \dot{\beta} \quad (\text{A.12})$$

$$v_{y2} = -L_1 \cos \alpha \dot{\alpha} - \frac{L_2}{2} \cos \beta \dot{\beta} \quad (\text{A.13})$$

$$v_{x3} = -L_1 \text{sen } \alpha \dot{\alpha} - L_2 \text{sen } \beta \dot{\beta} - \frac{L_3}{2} \text{sen } \gamma \dot{\gamma} \quad (\text{A.14})$$

$$v_{y3} = -L_1 \cos \alpha \dot{\alpha} - L_2 \cos \beta \dot{\beta} - \frac{L_3}{2} \cos \gamma \dot{\gamma} \quad (\text{A.15})$$

De forma que a velocidade total ao quadrado será igual á:

$$v_1^2 = \frac{L_1^2}{4} \dot{\alpha}^2 \quad (\text{A.16})$$

$$v_2^2 = L_1^2 \dot{\alpha}^2 + \frac{L_2^2}{4} \dot{\beta}^2 + L_1 L_2 \cos(\alpha - \beta) \dot{\alpha} \dot{\beta} \quad (\text{A.17})$$

$$v_3^2 = L_1^2 \dot{\alpha}^2 + L_2^2 \dot{\beta}^2 + \frac{L_3^2}{4} \dot{\gamma}^2 + L_2 L_3 \cos(\beta - \gamma) \dot{\beta} \dot{\gamma} + 2L_1 L_2 \cos(\alpha - \beta) \dot{\alpha} \dot{\beta} + L_1 L_3 \cos(\alpha - \gamma) \dot{\alpha} \dot{\gamma} \quad (\text{A.18})$$

Para a energia cinética:

$$\begin{aligned} T = & m_1 \frac{L_1^2}{8} \dot{\alpha}^2 + \frac{1}{2} m_2 \left[L_1^2 \dot{\alpha}^2 + \frac{L_2^2}{4} \dot{\beta}^2 + L_1 L_2 \cos(\alpha - \beta) \dot{\alpha} \dot{\beta} \right] + \frac{1}{2} m_3 \left[L_1^2 \dot{\alpha}^2 + \right. \\ & L_2^2 \dot{\beta}^2 + \frac{L_3^2}{4} \dot{\gamma}^2 + 2L_1 L_2 \cos(\alpha - \beta) \dot{\alpha} \dot{\beta} + L_1 L_3 \cos(\alpha - \gamma) \dot{\alpha} \dot{\gamma} + \\ & \left. L_2 L_3 \cos(\beta - \gamma) \dot{\beta} \dot{\gamma} \right] + \frac{1}{2} J_1 \dot{\alpha}^2 + \frac{1}{2} J_2 \dot{\beta}^2 + \frac{1}{2} J_3 \dot{\gamma}^2 \end{aligned} \quad (\text{A.19})$$

Dado que:

$$J = \frac{mL^2}{12} \quad (\text{A.20})$$

Tem-se:

$$\begin{aligned} T = & \frac{1}{6} \{ 3m_3 L_2 L_3 \cos(\beta - \gamma) \dot{\beta} \dot{\gamma} + m_3 L_3^2 \dot{\gamma}^2 + (m_2 + 3m_3) L_2^2 \dot{\beta}^2 + \\ & [m_1 + 3(m_2 + m_3)] L_1^2 \dot{\alpha}^2 + 3L_1 \dot{\alpha} [m_3 L_3 \cos(\alpha - \gamma) \dot{\gamma} + (m_2 + \\ & 2m_3) L_2 \cos(\alpha - \beta) \dot{\beta}] \} \end{aligned} \quad (\text{A.21})$$

Além disso, deve-se considerar a energia potencial do sistema, tanto gravitacional quanto da mola de torção:

$$V = m_1 g y_1 + m_2 g y_2 + m_3 g y_3 + \frac{k_1}{2} (\alpha)^2 + \frac{k_2}{2} (\beta - \alpha)^2 + k_3 (\gamma - \beta)^2 \quad (\text{A.22})$$

$$V = \frac{1}{2} \{k_1 \alpha^2 + k_2 (\beta - \alpha)^2 + k_3 (\gamma - \beta)^2 - g[m_3 L_3 \text{sen} \gamma + (m_2 + 2m_3) L_2 \text{sen} \beta + (m_1 + 2m_2 + 2m_3) L_1 \text{sen} \alpha]\} \quad (\text{A.23})$$

Assim, temos que:

$$\begin{aligned} L = T - V = & \frac{1}{6} \{3m_3 L_2 L_3 \cos(\beta - \gamma) \dot{\beta} \dot{\gamma} + m_3 L_3^2 \dot{\gamma}^2 + (m_2 + 3m_3) L_2^2 \dot{\beta}^2 + \\ & [m_1 + 3(m_2 + m_3)] L_1^2 \dot{\alpha}^2 + 3L_1 \dot{\alpha} [m_3 L_3 \cos(\alpha - \gamma) \dot{\gamma} + (m_2 + \\ & 2m_3) L_2 \cos(\alpha - \beta) \dot{\beta}]\} - \frac{1}{2} \{k_1 \alpha^2 + k_2 (\beta - \alpha)^2 + k_3 (\gamma - \beta)^2 - \\ & g[m_3 L_3 \text{sen} \gamma + (m_2 + 2m_3) L_2 \text{sen} \beta + (m_1 + 2m_2 + 2m_3) L_1 \text{sen} \alpha]\} \end{aligned} \quad (\text{A.24})$$

Para coordenada α :

$$\begin{aligned} \frac{\partial L}{\partial \alpha} = & -(k_1 + k_2) \alpha + k_2 \beta + \frac{1}{2} (m_1 + 2m_2 + 2m_3) L_1 g \cos \alpha - \frac{1}{2} (m_2 + \\ & 2m_3) L_1 L_2 \text{sen}(\alpha - \beta) \dot{\alpha} \dot{\beta} - \frac{1}{2} m_3 L_1 L_3 \text{sen}(\alpha - \gamma) \end{aligned} \quad (\text{A.25})$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial L}{\partial \dot{\alpha}} = & \left(\frac{m_1}{3} + m_2 + m_3\right) L_1^2 \dot{\alpha} + \left(\frac{m_2}{2} + m_3\right) L_1 L_2 \cos(\alpha - \beta) \dot{\beta} + \frac{m_3}{2} L_1 L_3 \cos(\alpha - \gamma) \dot{\gamma} \end{aligned} \quad (\text{A.26})$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\alpha}}\right) = & \left(\frac{m_1}{3} + m_2 + m_3\right) L_1^2 \ddot{\alpha} - \left(\frac{m_2}{2} + m_3\right) L_1 L_2 [\text{sen}(\alpha - \beta) (\dot{\alpha} - \dot{\beta}) \dot{\beta} - \\ & \cos(\alpha - \beta) \ddot{\beta}] - \frac{m_3}{2} L_1 L_3 [\text{sen}(\alpha - \gamma) (\dot{\alpha} - \dot{\gamma}) \dot{\gamma} - \cos(\alpha - \gamma) \ddot{\gamma}] \end{aligned} \quad (\text{A.27})$$

$$Q_{\theta_1} = -k_1 \theta_{10} \quad (\text{A.28})$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\alpha}}\right) - \frac{\partial L}{\partial \alpha} = Q_{\alpha} \quad (\text{A.29})$$

$$\begin{aligned} & \left[\left(\frac{m_1}{3} + m_2 + m_3\right) L_1^2\right] \ddot{\alpha} + \left[\left(\frac{m_2}{2} + m_3\right) L_1 L_2 \cos(\alpha - \beta)\right] \ddot{\beta} + \left[\frac{m_3}{2} L_1 L_3 \cos(\alpha - \right. \\ & \left. \gamma)\right] \ddot{\gamma} + \left[\left(\frac{1}{2} m_2 + m_3\right) L_1 L_2 \text{sen}(\alpha - \beta)\right] \dot{\beta}^2 + \left[\frac{m_3}{2} L_1 L_3 \text{sen}(\alpha - \gamma)\right] \dot{\gamma}^2 + \\ & (k_1 + k_2) \alpha - k_2 \beta - \left(\frac{m_1}{2} + m_2 + m_3\right) L_1 g \cos \alpha = -k_1 \theta_1 \end{aligned} \quad (\text{A.30})$$

Para coordenada β :

$$\begin{aligned} \frac{\partial L}{\partial \beta} = & k_2 \alpha - (k_2 + k_3) \beta + k_3 \gamma + \left(\frac{m_2}{2} + m_3\right) L_2 g \cos \beta + \left(\frac{m_2}{2} + \right. \\ & \left. m_3\right) L_1 L_2 \text{sen}(\alpha - \beta) \dot{\alpha} \dot{\beta} + \frac{m_3}{2} L_2 L_3 \text{sen}(\beta - \gamma) \dot{\beta} \dot{\gamma} \end{aligned} \quad (\text{A.31})$$

$$\frac{\partial L}{\partial \beta} = k_2 \alpha - (k_2 + k_3) \beta + k_3 \gamma + \left(\frac{m_2}{2} + m_3\right) L_2 g \cos \beta + \left(\frac{m_2}{2} + m_3\right) L_1 L_2 \sin(\alpha - \beta) \dot{\alpha} \dot{\beta} + \frac{m_3}{2} L_2 L_3 \sin(\beta - \gamma) \dot{\beta} \dot{\gamma} \quad (A.31)$$

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{\beta}} = \left(\frac{m_2}{3} + m_3\right) L_2^2 \dot{\beta} + \left(\frac{m_2}{2} + m_3\right) L_1 L_2 \cos(\alpha - \beta) \dot{\alpha} + \frac{m_3}{2} L_2 L_3 \cos(\beta - \gamma) \dot{\gamma} \quad (A.32)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\beta}} \right) = \left(\frac{m_2}{3} + m_3\right) L_2^2 \ddot{\beta} + \left(\frac{m_2}{2} + m_3\right) L_1 L_2 [\cos(\alpha - \beta) \ddot{\alpha} - \sin(\alpha - \beta) (\dot{\alpha} - \dot{\beta}) \dot{\alpha}] + \frac{m_3}{2} L_2 L_3 [\cos(\beta - \gamma) \ddot{\gamma} - \sin(\beta - \gamma) (\dot{\beta} - \dot{\gamma}) \dot{\gamma}] \quad (A.33)$$

$$Q_\beta = -k_2 \theta_{20} \quad (A.34)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\beta}} \right) - \frac{\partial L}{\partial \beta} = Q_\beta \quad (A.35)$$

$$\begin{aligned} & \left[\left(\frac{m_2}{2} + m_3\right) L_1 L_2 \cos(\alpha - \beta) \right] \ddot{\alpha} + \left[\left(\frac{m_2}{3} + m_3\right) L_2^2 \right] \ddot{\beta} + \left[\frac{m_3}{2} L_2 L_3 \cos(\beta - \gamma) \right] \ddot{\gamma} - \\ & \left[\left(\frac{m_2}{2} + m_3\right) L_1 L_2 \sin(\alpha - \beta) \right] \dot{\alpha}^2 + \left[\frac{m_3}{2} L_2 L_3 \sin(\beta - \gamma) \right] \dot{\gamma}^2 - k_2 \alpha + \\ & (k_2 + k_3) \beta - k_3 \gamma - \left(\frac{m_2}{2} + m_3\right) L_2 g \cos \beta = -k_2 \theta_2 \end{aligned} \quad (A.36)$$

Para coordenada γ :

$$\frac{\partial L}{\partial \gamma} = \frac{m_3}{2} L_1 L_3 \sin(\alpha - \gamma) \dot{\alpha} \dot{\gamma} + \frac{m_3}{2} L_2 L_3 \sin(\beta - \gamma) \dot{\beta} \dot{\gamma} - \frac{m_3}{2} L_3 g \cos \gamma - k_3 (\beta - \gamma) \quad (A.37)$$

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{\gamma}} = \frac{m_3}{3} L_3^2 \dot{\gamma} + \frac{m_3}{2} L_1 L_3 \cos(\alpha - \gamma) \dot{\alpha} + \frac{m_3}{2} L_2 L_3 \cos(\beta - \gamma) \dot{\beta} \quad (A.38)$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\gamma}} \right) &= \frac{m_3}{3} L_3^2 \ddot{\gamma} + \frac{m_3}{2} L_1 L_3 [\cos(\alpha - \gamma) \ddot{\alpha} - \sin(\alpha - \gamma) (\dot{\alpha} - \dot{\gamma}) \dot{\alpha}] + \\ & \frac{m_3}{2} L_2 L_3 [\cos(\beta - \gamma) \ddot{\beta} - \sin(\beta - \gamma) (\dot{\beta} - \dot{\gamma}) \dot{\beta}] \end{aligned} \quad (A.39)$$

No caso da terceira rotação a direção e sentido relativa a terceira falange da força aplicada pelo cabo da polia permanece constante durante todo o movimento, de forma que a força exercida pelo cabo será:

$$F_{cabo}' = T * F_{cabo} = \begin{bmatrix} \cos \gamma & \sin \gamma \\ -\sin \gamma & \cos \gamma \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \theta \\ -\sin \theta \end{bmatrix} F_{cabo} \quad (A.40)$$

$$F_{cabo}' = \begin{bmatrix} \cos(\gamma - \theta) \\ -\sin(\gamma - \theta) \end{bmatrix} F_{cabo} \quad (A.41)$$

De forma que:

$$Q_\gamma = F_{cabo} L_3 \sin \theta + k_3 \theta_{30} \quad (A.42)$$

Assim:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\gamma}} \right) - \frac{\partial L}{\partial \gamma} = Q_\gamma \quad (\text{A.43})$$

$$\begin{aligned} & \left[\frac{m_3}{2} L_1 L_3 \cos(\alpha - \gamma) \right] \ddot{\alpha} + \left[\frac{m_3}{2} L_2 L_3 \cos(\beta - \gamma) \right] \ddot{\beta} + \left[\frac{m_3}{3} L_3^2 \right] \ddot{\gamma} - \\ & \left[\frac{m_3}{2} L_1 L_3 \sin(\alpha - \gamma) \right] \dot{\alpha}^2 - \left[\frac{m_3}{2} L_2 L_3 \sin(\beta - \gamma) \right] \dot{\beta}^2 - k_3 \beta + k_3 \gamma - \\ & \frac{m_3}{2} L_3 g \cos \gamma = F_{cabo} L_3 \sin \theta + k_3 \theta_3 \end{aligned} \quad (\text{A.44})$$

Dado as forças elásticas pré tensionadas das molas deverão equilibrar as forças gravitacionais, tem-se que:

$$k_1 \theta_1 = \left[\frac{m_1}{2} + m_2 + m_3 \right] g L_1 \quad (\text{A.45})$$

$$k_2 \theta_2 = \left[\frac{m_2}{2} + m_3 \right] g L_2 \quad (\text{A.46})$$

$$k_3 \theta_3 = \frac{m_3 g}{2} L_3 \quad (\text{A.47})$$

Escrevendo as equações na forma matricial, obtem-se:

$$\mathbf{M} \ddot{\mathbf{x}} + \mathbf{C} \dot{\mathbf{x}}^T \dot{\mathbf{x}} + \mathbf{K} \mathbf{x} + \mathbf{G} = \boldsymbol{\tau} \quad (\text{A.48})$$

Onde:

$$\ddot{\mathbf{x}} = \begin{bmatrix} \ddot{\alpha} \\ \ddot{\beta} \\ \ddot{\gamma} \end{bmatrix} \quad (\text{A.49})$$

$$\dot{\mathbf{x}} = \begin{bmatrix} \dot{\alpha} \\ \dot{\beta} \\ \dot{\gamma} \end{bmatrix} \quad (\text{A.50})$$

$$\mathbf{x} = \begin{bmatrix} \alpha \\ \beta \\ \gamma \end{bmatrix} \quad (\text{A.51})$$

Logo:

$\mathbf{M} =$

$$\begin{bmatrix} \left(\frac{m_1}{3} + m_2 + m_3 \right) L_1^2 & \left(\frac{m_2}{2} + m_3 \right) L_1 L_2 \cos(\alpha - \beta) & \frac{m_3}{2} L_1 L_3 \cos(\alpha - \gamma) \\ \left(\frac{m_2}{2} + m_3 \right) L_1 L_2 \cos(\alpha - \beta) & \left(\frac{m_2}{3} + m_3 \right) L_2^2 & \frac{m_3}{2} L_2 L_3 \cos(\beta - \gamma) \\ \frac{m_3}{2} L_1 L_3 \cos(\alpha - \gamma) & \frac{m_3}{2} L_2 L_3 \cos(\beta - \gamma) & \frac{m_3}{3} L_3^2 \end{bmatrix} \quad (\text{A.52})$$

$\mathbf{C} =$

$$\begin{bmatrix} 0 & \left(\frac{m_2}{2} + m_3 \right) L_1 L_2 \sin(\alpha - \beta) & \frac{m_3}{2} L_1 L_3 \sin(\alpha - \gamma) \\ - \left(\frac{m_2}{2} + m_3 \right) L_1 L_2 \sin(\alpha - \beta) & 0 & \frac{m_3}{2} L_2 L_3 \sin(\beta - \gamma) \\ - \frac{m_3}{2} L_1 L_3 \sin(\alpha - \gamma) & - \frac{m_3}{2} L_2 L_3 \sin(\beta - \gamma) & 0 \end{bmatrix} \quad (\text{A.53})$$

$$K = \begin{bmatrix} k_1 + k_2 & -k_2 & 0 \\ -k_2 & k_2 + k_3 & -k_3 \\ 0 & -k_3 & k_3 \end{bmatrix} \quad (\text{A.54})$$

$$G = \begin{bmatrix} -\left(\frac{m_1}{2} + m_2 + m_3\right) L_1 g (1 - \cos \alpha) \\ -\left(\frac{m_2}{2} + m_3\right) L_2 g (1 - \cos \beta) \\ -\frac{m_3}{2} L_3 g (1 - \cos \gamma) \end{bmatrix} \quad (\text{A.55})$$

$$\tau = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ F_{cabo} L_3 \sin \theta \end{bmatrix} \quad (\text{A.56})$$

Para situação em que se atinge o ângulo máximo de rotação de cada uma das falanges, pode-se simular o contato entre peças como uma força elástica agindo no contato.

Anexo 2 – Código de simulação do modelo dinâmico

```
////////////////////////////////////
```

```
// Parâmetros Medidos
```

```
// Massa das falanges
```

```
m1 = 6.1/1000; // kg
```

```
m2 = 7.3/1000; // kg
```

```
m3 = 6.2/1000; // kg
```

```
// Comprimento das Falanges
```

```
L1 = 29/1000; // m
```

```
L2 = 24/1000; // m
```

```
L3 = 24/1000; // m
```

```
// Distancia do centro de rotaçao a falange no eixo x
```

```
c1 = 3.7/1000; // m
```

```
c2 = 3/1000; // m
```

```
c3 = 3/1000; // m
```

```
// Distancia do centro de rotaçao a falange no eixo y
```

```

d1 = 12/1000; // m
d2 = 12/1000; // m
d3 = 12/1000; // m
d12 = d2 - d1;
d23 = d3 - d2;
d0 = d1; // m

// Calcula os ângulos máximos de rotação
theta1max = 51*%pi/180;//asin(c1*d1/(((c1^2)/4)+d1^2));
theta2max = 23*%pi/180;//asin(c2*d2/(((c2^2)/4)+d2^2));
theta3max = 34*%pi/180;//asin(c3*d3/(((c3^2)/4)+d3^2));

// Constantes das molas de torçao
k1 = 1.39/1000; // N*m
k2 = 5.82/1000; // N*m
k3 = 14.8/1000; // N*m
K1 = 0; // N*m
K2 = 0; // N*m
K3 = 0; // N*m

// Constantes de amortecimento
b1 = 0.03; // N*m*s
b2 = 0.03; // N*m*s
b3 = 0.03; // N*m*s
B1 = 10;
B2 = 10;
B3 = 10;

// Velocidade de rotação do servo
// 0.12 s / 60 graus
w = 1/((%pi/3)/0.24); // rad/s

// Raio da polia
R = 18/1000; // m

```

// Distância da polia ao cabo

$D0 = 0.1$; // m

// Comprimento inicial do cabo

$L0 = D0 + L1 + L2 + L3 + c1 + c2 + c3$; // m

$Lmin = D0 + L1 + L2 + L3$; // m

// Ângulo de giro do servo

$thetaservo = 180 * \pi / 180$; $/(c1 + c2 + c3) / R$; // m

// Módulo de elasticidade do cabo

$Ecabo = 3e9$; // N/m²

// Diâmetro do cabo

$Dcabo = 0.4 / 1000$; // m

// Área de seção transversal do cabo

$Acabo = \pi * Dcabo * Dcabo / 4$

// Constante elástica do cabo

$Kcabo = 1e9 / Ecabo * Acabo / L0$;

// Constante gravitacional

$g = 9.8$; // m/s²

// Força do cabo

$FcaboN = 1$; // N

// Angulo de aplicacao da força do cabo

$theta = 90 * \pi / 180$; // rad

////////////////////////////////////

function s_dot=integra(t, s)

// Matriz de Massas

```
M = [
    ((m1/3)+m2+m3)*L1*L1 ((m2/2)+m3)*L1*L2*cos(s(1)-s(3)) (m3/2)*L1*L3*cos(s(1)-
s(5));
    ((m2/2)+m3)*L1*L2*cos(s(1)-s(3)) ((m2/2)+m3)*L2*L2 (m3/2)*L2*L3*cos(s(3)-s(5));
    (m3/2)*L1*L3*cos(s(1)-s(5)) (m3/2)*L2*L3*cos(s(3)-s(5)) (m3/3)*L3*L3;
];
```

// Matriz de velocidades

```
C = [
    0 ((m2/2)+m3)*L1*L2*sin(s(1)-s(3)) (m3/2)*L1*L3*sin(s(1)-s(5));
    -((m2/2)+m3)*L1*L2*sin(s(1)-s(3)) 0 (m3/2)*L2*L3*sin(s(3)-s(5));
    -(m3/2)*L1*L3*sin(s(1)-s(5)) -(m3/2)*L2*L3*sin(s(3)-s(5)) 0;
];
```

// Matriz Elastica

```
K = [
    k1+k2 -k2 0;
    -k2 k2+k3 -k3;
    0 -k3 k3;
];
```

// Matriz de Amortecimento

```
B = [
    b1+b2 -b2 0;
    -b2 b2+b3 -b3;
    0 -b3 b3;
];
```

// Matriz Gravitacional

```
G = [
    -((m1/2)+m2+m3)*L1*g*(1 - cos(s(1)));
    -((m2/2)+m3)*L2*g*(1 - cos(s(3)));
    -(m3/2)*L3*g*(1 - cos(s(5)));
];
```

```
];
```

```
// Força no cabo
```

```
t1 = s(1);
```

```
t2 = s(3) - s(1);
```

```
t3 = s(5) - s(3);
```

```
L = D0+L1+L2+L3+sqrt((d1-  
d1*cos(t1))^2+(c1+d1*sin(t1))^2)+sqrt(c2^2+(d1+d12)^2+d2^2-2*(d1+d12)*(d2*cos(t2)-  
c2*sin(t2)))+sqrt(c3^2+(d2+d23)^2+d3^2-2*(d2+d23)*(d3*cos(t3)-c3*sin(t3)));
```

```
if (w*t < thetaservo) then
```

```
    L = L + w*R*t
```

```
else
```

```
    L = L + thetaservo*R;
```

```
end
```

```
//L = L + thetaservo*R;
```

```
//printf("t: %f\n", t);
```

```
//printf("L: %f ", L);
```

```
// Adiciona constantes de mola em caso de contato entre peças
```

```
if (abs(t1) >= theta1max) then
```

```
    K(1, 1) = K(1, 1) + K1
```

```
end
```

```
if (abs(t2) >= theta2max) then
```

```
    K(1, 1) = K(1, 1) + K2
```

```
    K(1, 2) = K(1, 2) - K2
```

```
    K(2, 1) = K(2, 1) - K2
```

```
    K(2, 2) = K(2, 2) + K2
```

```
end
```

```
if (abs(t3) >= theta3max) then
```

```
    K(2, 2) = K(2, 2) + K3
```

```
    K(2, 3) = K(2, 3) - K3
```

```
    K(3, 2) = K(3, 2) - K3
```

```
    K(3, 3) = K(3, 3) + K3
```

end

if (abs(t1) >= theta1max) then

$B(1, 1) = B(1, 1) + B1$

end

if (abs(t2) >= theta2max) then

$B(1, 1) = B(1, 1) + B2$

$B(1, 2) = B(1, 2) - B2$

$B(2, 1) = B(2, 1) - B2$

$B(2, 2) = B(2, 2) + B2$

end

if (abs(t3) >= theta3max) then

$B(2, 2) = B(2, 2) + B3$

$B(2, 3) = B(2, 3) - B3$

$B(3, 2) = B(3, 2) - B3$

$B(3, 3) = B(3, 3) + B3$

end

$F_{cabo} = K_{cabo} * (L - L0);$

//printf("Fcabo: %f\n", Fcabo);

if (Fcabo > FcaboN) then

$F_{cabo} = F_{caboN};$

end

if (Fcabo < -FcaboN) then

$F_{cabo} = -F_{caboN};$

end

$F_{cabo} = F_{caboN};$

// Matriz de Torques

$tal = [-F_{cabo} * L3 * \sin(\theta); 0; -F_{cabo} * L3 * \sin(\theta)];$

// Inverte a matriz para montar as equações de aceleração

```

InvM = inv(M);
Mn = InvM * M;
Cn = InvM * C;
Bn = InvM * B;
Kn = InvM * K;
Gn = InvM * G;
taln = InvM * tal;

// Matriz de saída
saida = zeros(6, 1);

// Para alphadot
saida(1) = s(2);

// Para alphadotdot
saida(2) = -(Cn(1,1)*s(2)*s(2) + Cn(1,2)*s(4)*s(4) + Cn(1,3)*s(6)*s(6) + Bn(1,1)*s(2) +
Bn(1,2)*s(4) + Bn(1,3)*s(6) + Kn(1,1)*s(1) + Kn(1,2)*s(3) + Kn(1,3)*s(5) + Gn(1)) +
taln(1);

// Para betadot
saida(3) = s(4);

// Para betadotdot
saida(4) = -(Cn(2,1)*s(2)*s(2) + Cn(2,2)*s(4)*s(4) + Cn(2,3)*s(6)*s(6) + Bn(2,1)*s(2) +
Bn(2,2)*s(4) + Bn(2,3)*s(6) + Kn(2,1)*s(1) + Kn(2,2)*s(3) + Kn(2,3)*s(5) + Gn(2)) +
taln(2);

// Para gammadot
saida(5) = s(6);

// Para gamadotdot
saida(6) = -(Cn(3,1)*s(2)*s(2) + Cn(3,2)*s(4)*s(4) + Cn(3,3)*s(6)*s(6) + Bn(3,1)*s(2) +
Bn(3,2)*s(4) + Bn(3,3)*s(6) + Kn(3,1)*s(1) + Kn(3,2)*s(3) + Kn(3,3)*s(5) + Gn(3)) +
taln(3);

```

```

s_dot = saida

endfunction

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
// Parâmetros de integração
//stacksize(268435454)
t0 = 0;
dt = 0.00005;
tf = 1.5;
t = t0:dt:tf;

// Condições Iniciais
x0 = [0; 0; 0; 0; 0; 0];

// Integração
x = ode(x0, t0, t, integra);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
// Parâmetros de interesse
y1 = x(1, :); // alpha/theta1
y2 = x(3, :); // beta
y3 = x(5, :); // gamma
y4 = y2 - y1; // theta2
y5 = y3 - y2; // theta3
L = D0+L1+L2+L3+sqrt((d1-
d1*cos(y1)).^2+(c1+d1*sin(y1)).^2)+sqrt(c2^2+(d1+d12)^2+d2^2-2*(d1+d12)*(d2*cos(y4)-
c2*sin(y4)))+sqrt(c3^2+(d2+d23)^2+d3^2-2*(d2+d23)*(d3*cos(y5)-c3*sin(y5))) + w*R*t //
comprimento do cabo

sz = size(t);
on = ones(1, sz(2));

```

```
// Plotagem da posição x da carga
```

```
scf(1)
```

```
plot(t, y1)
```

```
plot(t, -theta1max*on, 'r')
```

```
legend("Rotação Falange", "Rotação Máxima")
```

```
xtitle("Rotação da Falange Proximal", "Tempo(s)", "Rotação (rad)");
```

```
xgrid
```

```
// Plotagem da posição z da carga
```

```
scf(2)
```

```
plot(t, y4)
```

```
plot(t, -theta2max*on, 'r')
```

```
legend("Rotação Falange", "Rotação Máxima")
```

```
xtitle("Rotação entre Falange Proximal e Medial", "Tempo(s)", "Rotação (rad)");
```

```
xgrid
```

```
// Plotagem da posição z da carga
```

```
scf(3)
```

```
plot(t, y5)
```

```
plot(t, -theta3max*on, 'r')
```

```
legend("Rotação Falange", "Rotação Máxima")
```

```
xtitle("Rotação entre Falange Distal e Medial", "Tempo(s)", "Rotação (rad)");
```

```
xgrid
```

```
// Plotagem da posição z da carga
```

```
scf(4)
```

```
plot(t, Lmin*on)
```

```
plot(t, L)
```

```
xtitle("Comprimento do Cabo (m)", "Tempo(s)", "Comprimento (m)");
```

```
xgrid
```

```
// Plotagem da posição z da carga
```

```
scf(5)
```

```
Fcabo = Kcabo*(L - L0);
```

```

for i=1:length(Fcabo)
    if (Fcabo(i) > FcaboN) then
        Fcabo(i) = FcaboN;
    end
    if (Fcabo(i) < -FcaboN) then
        Fcabo(i) = -FcaboN;
    end
end
plot(t, Fcabo)
xlabel("Força no cabo", "Tempo(s)", "Força (N)");
xgrid

```

Anexo 3 – Tabela de componentes

Tabela 16 – Tabela de componentes eletrônicos

#	Nome	Função	Preço
1	Resistor 1/2W 10k Ω	Limitar a corrente no LED de energia	R\$ 0.10
2	Resistor 1/2W 1k Ω	Ajustar a tensão de saída do LM317	R\$ 0.10
3	Resistor 1/2W 330 Ω	Ajustar a tensão de saída do LM317	R\$ 0.10
4	LM317	Regulador de tensão	R\$ 1.45
5	TIP127	Aumentar a corrente máxima do regulador	R\$ 1.69
6	Capacitor Cerâmico 50V 100nF	Compensar variações de tensão na saída do LM317	R\$ 0.05
7	Capacitor Cerâmico 50V 220nF	Compensar variações de tensão na entrada do LM317	R\$ 0.05
8	Resistor 1W 68 Ω	Regular a corrente máxima do transistor	R\$ 0.30
9	Botão push	Acionar a energia	R\$ 1.20
10	Entrada	Entrada de Energia	R\$ 0.10
11	LED Verde	LED de calibração	R\$ 0.21
12	Botão push	Botão de calibração	R\$ 1.20
13	Botão push	Botão de demais dedos	R\$ 1.20
14	Botão push	Botão de dedão	R\$ 1.20
15	Resistor 1/2W 10k Ω	Limitar a corrente no LED de calibração	R\$ 0.10
16	Resistor 1/2W 10k Ω	Limitar a corrente no botão de calibração	R\$ 0.10

17	Resistor 1/2W 10k Ω	Limitar a corrente no botão demais dedos	R\$ 0.10
18	Resistor 1/2W 10k Ω	Limitar a corrente no botão dedão	R\$ 0.10
19	Pinos	Entrada do sensor	R\$ 0.10
20	PIC16F675	Controlador	R\$ 8.90
21	Pinos	Entrada servo polegar	R\$ 0.10
22	Pinos	Entrada servo demais dedos	R\$ 0.10
23	Pinos	Entrada servo indicador	R\$ 0.10
24	LED vermelho	LED de energia	R\$ 0.21

Anexo 4 – Código PIC16F676

```
#define LED RA0_bit
#define CalB RA1_bit
#define D3DB RA2_bit
#define DedB RC0_bit
#define ServoD RC3_bit
#define Servo3D RC4_bit
#define ServoI RC5_bit

// *****

// *           Declaração de Funções           *
// *****

int map(int x, int in_min, int in_max, int out_min, int out_max);
int LeSensor(void);
void CalculaVelocidadeEMoveServo (void);
void Calibra(void);

// *****

// *           Definições de Variaveis           *
// *****

// Configurações de Velocidade
#define speedMax 12
#define speedMin 0
```

```

#define speedReverse 5

// Define delay entre blocos de movimento de servo
#define delayMS 10

// Definição dos intervalos de pulso
#define pulseMin 13
#define pulseIND 23
#define pulsePOL 24
#define pulse3D 32

// Valores de posição
#define positionMax 150
#define positionMin 0
int position = 0;

// Valor lido pelo sensor
int sensorValue = 0;

// Intervalos máximos e mínimos do sensor
int sensorMax = 700;
int sensorMin = 0;

// Contador de tempo de pressionamento do botão de calibração
unsigned short swCount = 0;

// Para o servo termos uma largura de pulso entre 100 e 200 (10 us)
unsigned short pulseWidth = pulseMin;
unsigned short pulseWidth3D = pulse3D;
unsigned short pulseWidthD = pulseMin;
int pulseCount = 0;

// * * * * *
// *                               *

```

```

// * * * * *
void interrupt () {
    // Verifica se houve estouro do timer
    if (T0IF_bit) {
        // Nós incrementamos o contador de pulsos
        pulseCount++;

        //////////////////////////////////// INDICADOR ////////////////////////////////////
        // Se o contador multiplicado por 20 (tempo entre cada interrupção)
        // for menor que o tempo em us da largura do pulso
        // Nós setamos o servo para 1
        // Caso contrário, nós setamos o servo para zero
        ServoI = pulseCount < pulseWidth;
        ////////////////////////////////////

        //////////////////////////////////// 3 DEDOS ////////////////////////////////////
        // se os 3 dedos estiverem ativados
        // faz o pulso do servo, dado que o servo de 3 dedos saí do ângulo
        // máximo para o mínimo em movimento reverso do dedo indicador
        Servo3D = pulseCount < pulseWidth3D;
        ////////////////////////////////////

        //////////////////////////////////// Dedão ////////////////////////////////////
        // Se o contador multiplicado por 20 (tempo entre cada interrupção)
        // for menor que o tempo em us da largura do pulso
        // Nós setamos o servo para 1
        // Caso contrário, nós setamos o servo para zero
        ServoD = pulseCount < pulseWidthD;
        ////////////////////////////////////

        // Caso o contador atinja o limite de tempo de um ciclo do servo
        // Nós reiniciamos o contador
        if (pulseCount > 223) {
            pulseCount = 0;
        }
    }
}

```

```

    }

    // Reinicia o timer zero
    TMR0 = 251;

    // Reseta a flag do timer para 0
    T0IF_bit = 0;
}
}

// *****
// *                               *
// *                               *
// *****

void main() {
    // *****
    // *                               *
    // *                               *
    // *****

    // Desabilita o pull up, habilita o Timer0 e seta o rate do timer0
    // em 1:4
    OPTION_REG = 0b10000001;

    // Configurações da interrupção
    GIE_bit = 1;           // Habilita a interrupção global
    PEIE_bit = 1;          // Habilita a interrupção por periféricos
    T0IE_bit = 1;          // Habilita a interrupção por estouro do timer 0

    // Inicia a contagem do timer em 6, de forma que cada estouro do timer
    // ocorra em 1ms. Neste momento faremos o delay do servo de acordo com
    // o ângulo
    // Cada interrupção é chamada a:
    //  $T * \text{Prescaler} * (256 - \text{TMR0\_0}) = 1\mu\text{s} * 4 * (256 - 251) = 20\mu\text{s}$ 
    TMR0 = 251;

```

```

// Faz com que a entrada AN6 seja ativada como analógica, além
// disso mantem o clock de amostragem como o clock do oscilador
// dividido por dois, no caso 2MHz (utilizamos o oscilador interno
// de 4Mhz)
ANSEL = 32;

// Ativa o modulo de conversão analógica digital com o AN6 ativado.
// NOTA: Setando o 7 bit para 1 pode-se utilizar o pino 6 como tensão
// de referência. No caso temos que a tensão de referência é o VCC.
ADCON0 = 1;

// Desliga os módulos comparadores --> Seta CM0 a CM2
CMCON = 7;

// INPUTS -> RA1 (botão 3D) / RA2 (botão calibração)
// OUTPUTS -> RA0 (led)
TRISA = 6;

// INPUTS -> RC0 (botão dedão) / RC2 (sensor)
// OUTPUTS -> RC3 (servo indicador) / RC4 (servo 3 dedos) / RC5 (servo dedão)
TRISC = 5;

// Inicializa as portas em nível baixo
PORTA = 0;
PORTC = 0;

// *****
// *                Loop Principal                *
// *****
while (1) {
    // Primeiro lemos o valor do sensor e aguardamos 10 ms
    sensorValue = LeSensor();
    delay_ms(delayMS);

```

```

// Se o botão do dedão estiver pressionado nós setamos a ativação
// do dedão
if (DedB == 0) {
    pulseWidthD = pulsePOL;
} else {
    pulseWidthD = pulseMin;
}

// Se o botão de calibração estiver pressionado (ou seja, a entrada
// está em nível lógico baixo)
if (CalB == 0) {
    // Incrementa o contador de calibração
    swCount += 1;
}
else {
    // Caso contrário zera o contador de calibração
    swCount = 0;
}

// Se o contador de calibração for pressionado por 10 ciclos
if (swCount == 10) {
    // O contador é zerado
    swCount = 0;

    // E se inicia a rotina de calibração
    Calibra();
}

CalculaVelocidadeEMoveServo ();
}
}

// *****
// *                               *

```

Definição de Funções

```
// ****

int map(int x, int in_min, int in_max, int out_min, int out_max) {
    /*
    @descr = Interpola um dado valor num intervalo
    @param = (int) val --> Valor a ser interpolado
        (int) val0_min --> Valor minimo da grandeza a ser interpolada
        (int) val0_max --> Valor máximo da grandeza a ser interpolada
        (int) val1_min --> Valor minimo da grandeza a ser interpoladora
        (int) val1_max --> Valor máximo da grandeza a ser interpoladora
    @return = (int) Valor interpolado
    */
    return (x - in_min) * (out_max - out_min) / (in_max - in_min) + out_min;
}

int LeSensor () {
    /*
    @descr = Lê valor do sensor 20 vezes e tira uma média
    @param = void
    @return = (int) Valor lido pelo sensor
    */

    // Contador a ser usado no for loop para repetir leitura do sensor
    int i;

    // Valor lido pelo sensor
    int sval;

    for (i = 0; i < 20; i++) {
        // ADC_Read(6) converte a leitura analogica para digital do AN6
        sval += ADC_Read(6);
    }

    // tira a média das 20 leituras
```

```

    sval = sval/20;

    // Retorna o valor de médio das 20 leituras
    return sval;
}

void CalculaVelocidadeEMoveServo () {
    // Se o valor lido for menor que o valor minimo mais 1/8
    // da diferença entre o valor minimo e maximo
    if (sensorValue > sensorMax - (sensorMax - sensorMin) / 8) {
        position -= speedReverse;
    }
    // Se o valor lido for menor que o valor minimo mais 1/4
    // da diferença entre o valor minimo e maximo
    // Defini-se a velocidade como sendo nula
    // Se o valor lido for maior que os dois valores anteriores
    else if (sensorValue <= sensorMax - (sensorMax - sensorMin) / 4) {
        // A velocidade será resultado da interpolação entre o valor lido
        // do sensor com os intervalos minimos e maximos temporarios e as
        // velocidades minimas e maximas
        position += map (sensorValue, sensorMin, sensorMax, speedMax, speedMin);
    }

    // A posição é atualizada enquanto a velocidade for diferente de zero
    if (position < positionMin) position = positionMin;
    if (position > positionMax) position = positionMax;

    // É preciso converter o angulo em um tempo de pulso
    // para realizar o delay. Sabe-se que para 0° o servo tem pulso de 1ms
    // e para 180° de 2 ms. Assim podemos realizar a interpolação entre esses
    // dois valores para obter o giro adequado. Só que usamos o tamanho do pulso
    // como a contagem que precisamos atingir, de forma que
    // 0° --> 1ms --> 16 | 180° --> 2ms --> 32
    // 0° --> 1.06ms --> 17 | 120° --> 1.67ms --> 26.67

```

```

pulseWidth = map(position, positionMin, positionMax, pulseMin, pulseIND);

// Calcula o movimento do servo para os 3 dedos
if (D3DB == 0) {
    pulseWidth3D = map(position, positionMin, positionMax, pulse3D, pulseMin);
} else {
    pulseWidth3D = pulse3D;
}
}

void Calibra () {
    /*
    @descr = Realiza a calibração do aparelho
    @param = void
    @return = void
    */

    // Define uma variavel de loop
    int i;

    // Gira o servo motor para a posição do indicador estendido
    pulseWidth = pulseMin;

    // Inicializa o valor do sensor minimo como a leitura do sensor, e a leitura
    // do valor maximo como o valor minimo mais 1
    sensorMin = LeSensor();
    sensorMax = sensorMin + 1;

    // Ativa led indicando início da calibração
    LED = 1;

    // Roda o while loop um certo numero de vezes. Este numero de vezes, para
    // o programa original deve ser o equivalente a ficar 7,5s dentro da rotina
    for (i = 0; i < 50; i++) {

```

```

// Le o valor do sensor e espera 25 ms
sensorValue = LeSensor();
delay_ms(delayMS);

if (sensorValue < sensorMin) {
    // Se o valor lido pelo sensor for menor que o valor minimo configurado
    // Então o valor minimo corresponderá ao valor lido
    sensorMin = sensorValue;
}
else if (sensorValue > sensorMax) {
    // Se, por outro lado, o valor for superior ao valor maximo, o valor
    // maximo sera o valor lido
    sensorMax = sensorValue;
}

// move o servo baseado nos valores atuais
CalculaVelocidadeEMoveServo ();
}

// O valor mínimo é atualizado de forma a incluir 1/4 da diferença entre
// o minimo e o maximo medido como forma de segurança.
sensorMax -= (sensorMax - sensorMin) / 4;

// Desativa led indicando fim da calibração
LED = 0;
}

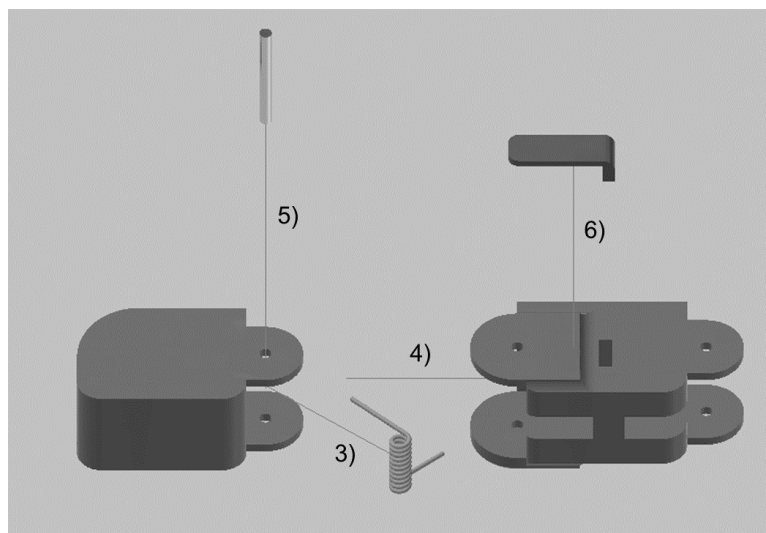
```

Anexo 5 – Instruções de montagem

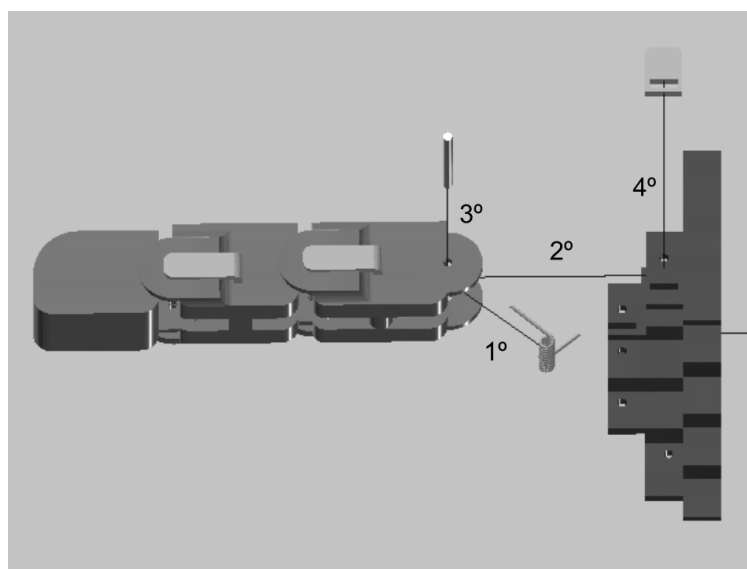
DEDOS

- 1) Passe o fio (cerca de 1 metro) pela FALANGE DISTAL e faça um nó de maneira que o cabo não se solte da peça.
- 2) Passe o fio pela FALANGE MÉDIA e FALANGE PRÓXIMAL.

- 3) Posicione a MOLA DE TORÇÃO no furo da falange distal,
- 4) Posicione a falange média
- 5) Passe o EIXO para juntar as peças (ATENÇÃO: o fio deve passar pela parte inferior das falanges).
- 6) Posicione o TRAVA EIXO.

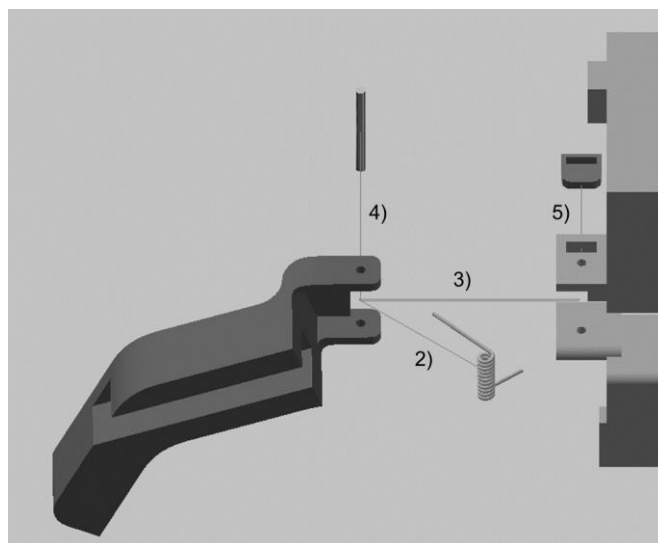


- 7) Repita o processo entre a FALANGE MÉDIA e FALANGE DISTAL.
- 8) Repita o processo entre as FALANGES e a PEÇA FRONTAL DA MÃO, na seguinte ordem: dedo médio, dedo anelar, indicador, mínimo.

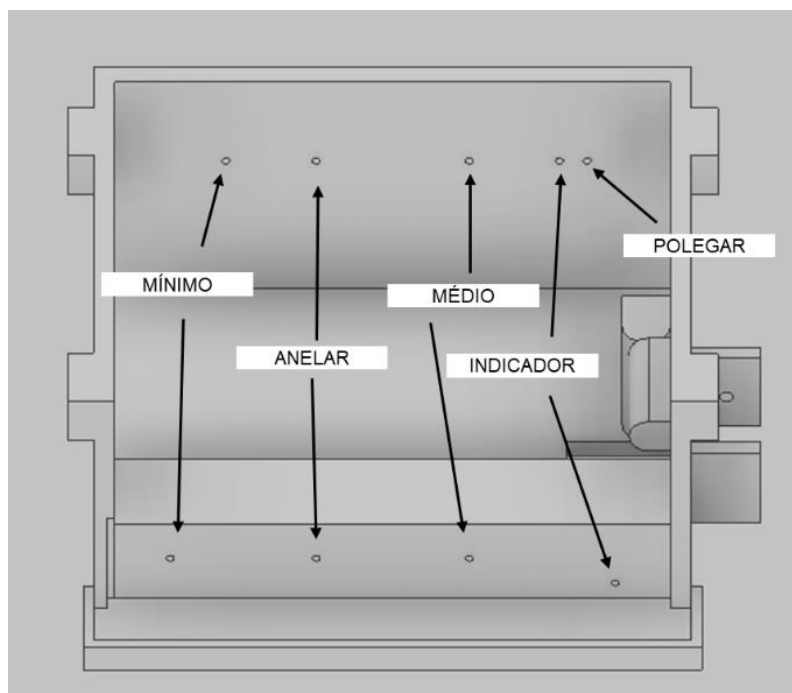


MÃO

- 1) Passe o fio (cerca de 1 metro) pelo POLEGAR.
- 2) Posicione a MOLA DE TORÇÃO no furo do POLEGAR.
- 3) Posicione o conjunto na BASE DA MÃO.
- 4) Passe o EIXO para juntar as peças (ATENÇÃO: o fio deve passar por baixo da mola)
- 5) Posicione o TRAVA EIXO.



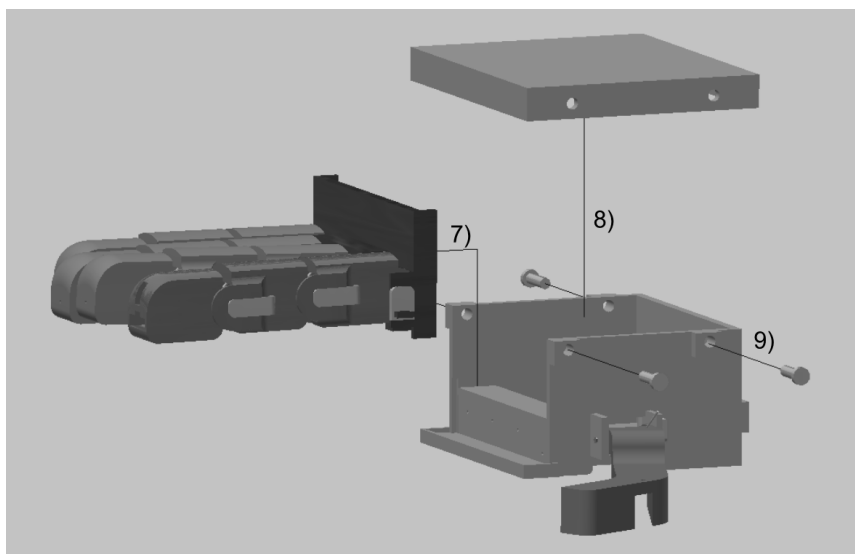
6) Passe os CABOS por seus respectivos CANAIS na base da mão.



7) Posicione a peça frontal na parte da frente da base.

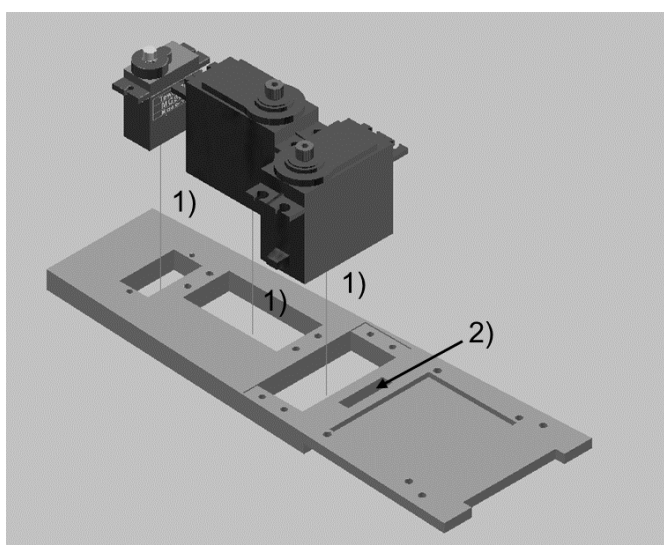
8) Coloque a TAMPA para travar as peças juntas.

9) Passe os PINOS para travamento do conjunto.

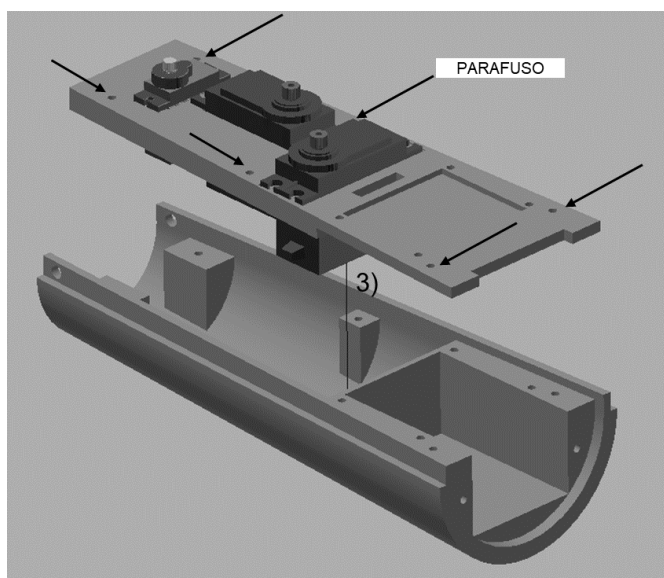


BRAÇO

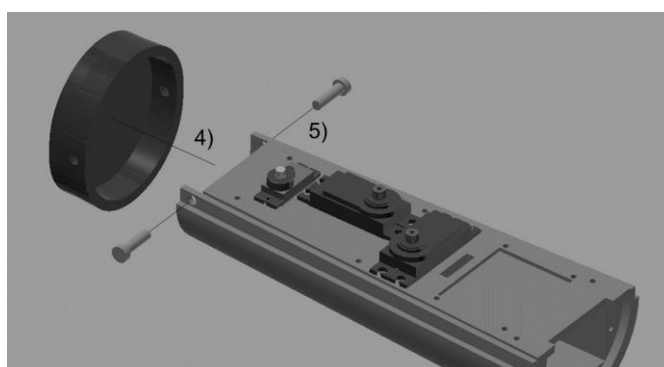
- 1) Encaixe e parafuse os SERVOS na PLACA CENTRAL.
- 2) Passe os cabos para o outro lado pelo RASGO.



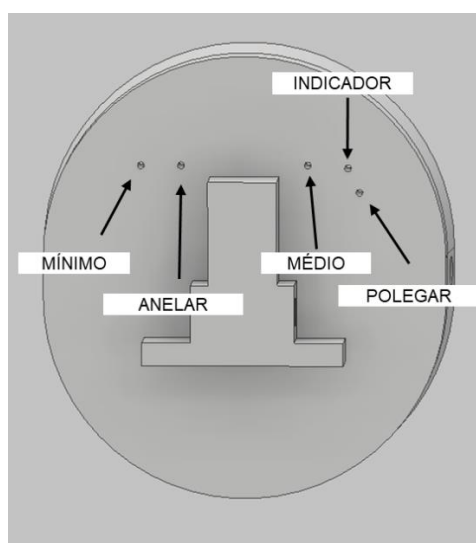
- 3) Parafuse a placa central na PEÇA INFERIOR.



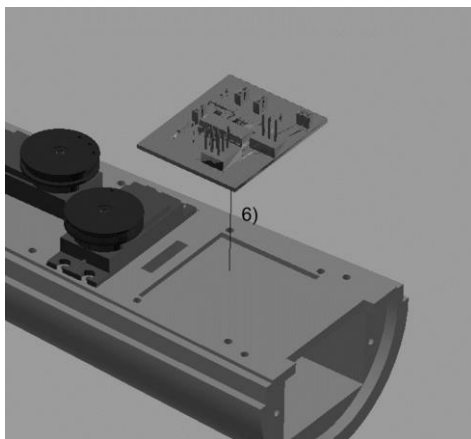
4) Encaixe a PEÇA FRONTAL e passe os PINOS.



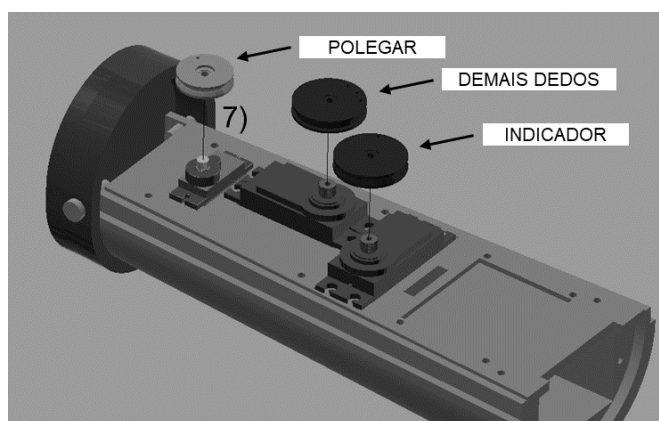
5) Passe os CABOS pelos respectivos FUROS.



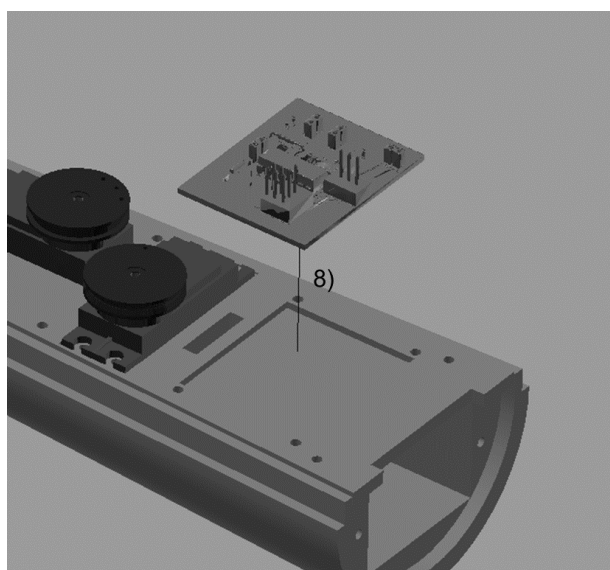
6) Encaixe a MÃO na PEÇA CENTRAL e passe o PINO.



- 7) Passe os cabos pelos CARRETÉIS e fixe-os nos servos, de forma que os dedos fiquem na horizontal e os cabos tracionados.



- 8) Parafuse a placa de controle na placa central.



- 9) Conecte os servos na placa de controle.
 10) Colocar a bateria e conecte-a à placa.
 11) Coloque a PEÇA SUPERIOR.