



**CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA DE MINAS GERAIS
UNIDADE ARAXÁ**

LUCAS HONORATO BORGES

**PROJETO MECÂNICO DE PRÓTESE DE MÃO ROBOTIZADA DE
BAIXO CUSTO UTILIZANDO MANUFATURA ADITIVA**

**ARAXÁ/MG
2024**

LUCAS HONORATO BORGES

**PROJETO MECÂNICO DE PRÓTESE DE MÃO ROBOTIZADA DE
BAIXO CUSTO UTILIZANDO MANUFATURA ADITIVA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais – Unidade Araxá, como requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel em Engenharia de Automação Industrial.

Orientador: Prof. Dr. Renato Montandon de Lima

Coorientadora: Prof. Dra. Fabiana Alves Pereira

**ARAXÁ/MG
2024**

LUCAS HONORATO BORGES

**PROJETO MECÂNICO DE PRÓTESE DE MÃO ROBOTIZADA DE
BAIXO CUSTO UTILIZANDO MANUFATURA ADITIVA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao
Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais - Unidade Araxá,
como requisito parcial para obtenção do grau de
Bacharel em Engenharia de Automação Industrial

Araxá, 12 de setembro de 2024

BANCA AVALIADORA

Prof. Dr. Renato Montandon de Lima
Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais - Unidade Araxá

Prof. Me Thiago Gomes Cardoso
Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais - Unidade Araxá

Prof. Dr. Horácio Albertini Neto
Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais - Unidade Araxá

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho

Aos meus pais que se esforçaram para me educar e
orientar nos caminhos da vida, além de me
fornecerem todo o apoio que precisei.

Especialmente dedico este trabalho a minha irmã
que me colocou no lugar certo e na hora certa para
ser quem eu sou hoje.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer primeiramente a Deus pela oportunidade de estar aqui neste dia podendo realizar este sonho.

Agradeço também a toda a minha família, por me apoiar em todos os momentos até hoje, me direcionado e auxiliando nos caminhos.

Em especial agradeço meus orientadores Renato e Fabiana, por aceitarem me auxiliar nesta empreitada, mesmo as situações sendo adversas.

Posteriormente queria agradecer a todos os meus amigos, os momentos que passei junto a vocês me ajudaram a valorizar as coisas boas da vida e dar leveza a minha jornada.

Por fim, gostaria de agradecer todas as pessoas que fizeram parte da minha vida, discentes, colegas de estudo, colegas de trabalho, conhecidos e amigos. Saibam que cada um de vocês contribuíram para a formação do que eu sou hoje e do porquê eu estou aqui neste momento. Portanto saibam que a realização deste trabalho passa por cada um de vocês.

EPÍGRAFE

*“Gostaria que não tivesse que acontecer no meu tempo”, afirmou Frodo.
“Eu também,” assentiu Gandalf, “e gostariam todos os que vivem para
ver tais tempos. Mas isso não cabe a eles decidir. Tudo o que temos que
decidir é o que fazer com o tempo que nos é dado.” “*

J. R. R. TOLKIEN

RESUMO

As Pessoas com Deficiência (PCD) enfrentam diversas dificuldades em suas rotinas, e muitas delas necessitam de artifícios que os auxiliem. Uma das ferramentas que podem auxiliá-los são as próteses. Estes equipamentos possuem a função de suprir a ausência parcial ou total de certa parte do corpo. Porém estes equipamentos possuem um valor elevado o que dificulta seu acesso a todos. Assim surge a ideia central deste trabalho: desenvolver um projeto mecânico de uma prótese de mão de baixo custo que será fabricada utilizando manufatura aditiva. Inicialmente foi realizada uma revisão teórica para definir a forma como a prótese seria desenvolvida, levando em consideração tanto características anatômicas e cinesiológicas de uma mão humana, quanto as características construtivas utilizadas em projetos semelhantes, como forma de alcançar os conhecimentos para desenvolver este trabalho. Foram definidos parâmetros sobre os quais o projeto seria desenvolvido, envolvendo movimentação da prótese, sistema de acionamento estimado, e forma como seriam confeccionados os modelos do projeto. Realizou-se etapas de desenvolvimento utilizando de um software de modelamento 3D juntamente com testes, para assim chegar ao modelo final da prótese. A partir deste modelo foram definidos os custos totais de produção levando em consideração componentes necessários e os custos de fabricação das peças da prótese. Tendo em mãos tanto o modelo quanto os custos de produção concluiu-se a viabilidade do projeto juntamente com a necessidade de realização de etapas posteriores para efetivação da prótese.

Palavras-chave: Prótese de mão; Baixo custo; Projeto mecânico; Manufatura Aditiva.

ABSTRACT

People with Disabilities (PWD) face various challenges in their daily lives, and many of them require tools to assist them. One such tool that can aid them is prosthetics. These devices serve to compensate for the partial or total absence of a certain body part. However, these devices are expensive, making them inaccessible to everyone. This is the central idea of this project: to develop a low-cost mechanical hand prosthesis that will be manufactured using additive manufacturing. Initially, a theoretical review was conducted to define how the prosthesis would be developed, considering both the anatomical and kinesiological characteristics of a human hand, as well as the constructive features used in similar projects, in order to gain the knowledge necessary to develop this work. Parameters for the project were defined, including prosthetic movement, the estimated actuation system, and how the project models would be produced. Development stages were carried out using 3D modeling software along with testing to arrive at the final prosthesis model. From this model, the total production costs were defined, taking into account the necessary components and the manufacturing costs of the prosthetic parts. With both the model and production costs in hand, the project's feasibility was confirmed, along with the need for subsequent stages to finalize the prosthesis.

Keywords: Hand prosthesis; Low cost; Mechanical design; Additive manufacturing.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 - Esqueletos (a) Axial e (b) Apendicular	15
Figura 2.2 - Esqueleto Mão Humana	16
Figura 2.3 - Articulação Sinovial do Dedo.	18
Figura 2.4 - Articulações Planas Intercarpais.	19
Figura 2.5 - Extensão e Flexão da Mão.	20
Figura 2.6 - Abdução e Adução da Perna.	20
Figura 2.7 - Juntas Cinemáticas Inferiores	24
Figura 2.8 - Tipos de próteses e seus acionamentos	25
Figura 2.9 - Distribuição de força dos dedos	26
Figura 2.10 - Tipo de Flexor	26
Figura 2.11 - Tipos de Extensor	27
Figura 2.12 - Motor DC	27
Figura 2.13 - Servo Motor	28
Figura 2.14 - Motor de Passo	28
Figura 2.16 - Arduino Uno	29
Figura 2.17 - ESP32	29
Figura 2.18 - Carta Topográfica	31
Figura 4.1 - Falange Distal e Medial	38
Figura 4.2 - Carpo e Metacarpo	39
Figura 4.3 - Modelo Preliminar da Mão	39
Figura 4.4 - Componentes Prótese Preliminar	40
Figura 4.5 - Modelo 3D Final - Vista ISO	41
Figura 4.6 - Modelo 3D Final - Vista Inferior	42
Figura 4.7 - Modelo 3D Final - Vista Frontal	43
Figura 4.8 - Detalhe - Carpo e Metacarpo	43
Figura 4.9 - Detalhe - Falange Medial e Distal	44
Figura 4.10 - Prótese Final - Visão no <i>software</i> fatiador	46

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Tabela 2.1 – Dados Cinesiologia da Mão Humana.....	22
Tabela 2.1 - Tipos de Manufatura Aditiva	32
Tabela 4.1 - Lista de Componentes.....	44
Tabela 4.2 – Ficha Técnica – MG996R	45
Tabela 4.3 - Custos de Produção - Manufatura Aditiva.....	46

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
1.1	OBJETIVOS	13
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	14
2.1	ANATOMIA E CINESIOLOGIA DA MÃO HUMANA.....	14
2.2	CINEMÁTICA E JUNTAS MECÂNICAS.....	23
2.3	ACIONAMENTO DA PRÓTESE.....	24
2.4	PROCESSO DE FABRICAÇÃO E MODELAGEM.....	30
3	METODOLOGIA.....	34
3.1	DEFINIÇÃO DE MOVIMENTAÇÃO DA PRÓTESE	34
3.2	DESIGNAÇÃO DO SISTEMA DE ACIONAMENTO DA PRÓTESE.....	34
3.3	CONFECÇÃO DE MODELOS 3D, MONTAGEM 3D E AJUSTES DOS MODELOS	36
3.4	TESTES E SIMULAÇÕES DA PRÓTESE	36
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	38
4.1	MODELO 3D PRELIMINAR.....	38
4.2	ANÁLISE DO MODELO 3D PRELIMINAR.....	40
4.3	MODELO 3D FINAL	41
4.4	PRODUÇÃO DA PRÓTESE	44
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	48
	REFERÊNCIAS	49

1 INTRODUÇÃO

De acordo com a declaração universal dos direitos humanos, “Todos os seres humanos nascem livres e iguais em dignidade e direitos. São dotados de razão e consciência e devem agir em relação uns aos outros com espírito de fraternidade.” (UNICEF, 1948). No entanto, apesar de tal condição ter sido proclamada pela assembleia geral dos direitos humanos em 1948, até os dias atuais, esta realidade ainda se encontra distante de ser alcançada.

Na sociedade moderna existe uma grande discrepância entre os diferentes indivíduos que à compõe. Grupos marginalizados ou minorias tendem a sofrer mais os impactos dessa desigualdade social, de forma que o dia a dia dessas pessoas acaba encontrando barreiras maiores quando comparados a outras classes sociais mais abastadas.

Diversos são os grupos marginalizados pela sociedade, e severas são as dificuldades enfrentadas por cada um destes grupo. Um grupo dentre os demais marginalizados são as pessoas com deficiência (PCD). Segundo o artigo primeiro da Convenção sobre o Direito das Pessoas com Deficiência por MORAGAS, (2021): “Pessoa com deficiência é aquela que tem impedimentos de longo prazo, de natureza física, mental, intelectual ou sensorial que, em interação com diversas barreiras, podem ter obstruída sua participação plena e efetiva na sociedade, em igualdade de condições com as demais pessoas.”. As PCD em sua totalidade possuem a necessidade, para que possam ter capacidade de viver de forma plena, de utilizar de recursos para suprir seus impedimentos de longo prazo, dentre os quais destaca-se: acompanhamento profissional, remédios, cuidados especiais, próteses, entre outros.

As próteses são componentes artificiais necessários para boa parte dos PCD com impedimentos de longo prazo físicos. Estes artifícios são componentes mecânicos, ou conjuntos deles, que possuem a função de emular ou substituir, parcial ou totalmente, a função ou papel de um órgão ou parte do corpo. Estes itens são presentes desde a pré-história e evoluíram junto com as tecnologias de forma que hoje estão disponíveis para aquisição adequado a diversas finalidades e necessidade.

Vários fatores geram a necessidade do uso de próteses, dentre eles a má formação ou as amputações. De acordo com STOKOSA (2021), as principais causas de amputações são: doença vascular (particularmente por diabetes e doença arterial periférica); câncer; lesão (acidentes em geral); e anomalia congênita. No Brasil, porém, outro fator também é evidenciado: as amputações devido a violência armada. Somente nos últimos 15 anos foram mais de 2000 amputados devido a violência armada segundo GRINBERG; GALDO, 2023. A fim de comparação, este número é maior que o número de amputados nos Estados Unidos devido a lesões de combate (guerras e serviço militar) para o mesmo intervalo de tempo.

Tendo em vista a quantidade de pessoas que necessitam do uso de próteses para que possam conduzir suas vidas de forma plena, surge então uma demanda de um produto a ser comercializado. Uma pesquisa feita pelo portal BIONICSFOREVERYONE, (2021), constatou que o preço de próteses de mão biônica comercializadas no mundo na data do estudo varia entre US\$ 8.000,00 e US\$ 50.000,00, comprovando o quão inacessíveis economicamente estes mecanismos são.

Desta forma surge a proposta de desenvolver uma solução de baixo custo que facilite o acesso a estes componentes essenciais. Utilizando de métodos não convencionais de fabricação, juntamente com um sistema de acionamento, para desenvolver um projeto mecânico de prótese que atinja as necessidades do usuário e possua um custo acessível para a maioria da população brasileira e do mundo, em especial para aqueles em situação socioeconômica mais desfavorável.

1.1 OBJETIVOS

O objetivo principal deste trabalho é propor um projeto mecânico de uma prótese de mão de baixo custo utilizando como processo de fabricação a manufatura aditiva. Também são objetivos do projeto:

- Definição de parâmetros para o projeto do ponto de vista da anatomia (cinesiologia) de uma mão humana;
- Definição de um sistema de acionamento da prótese que servirá como orientação para o desenvolvimento dos modelos;
- Dimensionamento e desenvolvimento de um modelo de estrutura que comporte os acionamentos e realize os movimentos flexão e extensão dos dedos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Neste capítulo serão apresentados os conceitos fundamentais que fornecerão alicerce necessário para o desenvolvimento deste trabalho. Inicialmente será apresentada uma breve revisão sobre a fisiologia e a cinesiologia de membros superiores. Posteriormente será abordado sobre possíveis métodos de acionamento para a prótese de antebraço, com base na literatura disponível até o momento. Por fim, será realizada uma revisão sobre processos de fabricação e modelagem, tendo em vista o objetivo deste trabalho.

2.1 ANATOMIA E CINESIOLOGIA DA MÃO HUMANA

Segundo Tortora; Derrickson (2016) a anatomia é a ciência que estuda as estruturas do corpo e as correlações entre elas. Enquanto isso a fisiologia é responsável por estudar as funções das partes do corpo. Ambas são essenciais para compreender melhor o corpo humano como um todo e processos como a homeostasia. A homeostasia é um processo dinâmico de equilíbrio no ambiente interno corporal a partir de constantes interações entre processos corporais.

O corpo humano é constituído de diversas partes, sistemas e órgãos. Elucidar sobre cada uma delas seria inviável. Portanto, será dado o enfoque para aquela que será mais relevante de acordo com o tema abordado, as mãos.

As mãos, assim como outras partes do corpo, são conjuntos de diferentes tecidos e fluidos, dentre eles osso, músculos, tendões, articulações, além dos fluidos que circulam por seus vasos. Para desenvolver acerca do tema é necessário aprofundar principalmente nos seus tecidos. Sendo os principais abordados ossos, músculos, articulações e tendões.

Os ossos, para Tortora; Derrickson (2016), são órgãos compostos por diversos tecidos que atuam em conjunto. O tecido ósseo é um tecido vivo complexo e dinâmico. O conjunto de todos os ossos e suas cartilagens, juntamente com ligamentos e tendões, formam o Sistema Esquelético. Dentre as funções do Sistema Esquelético estão: Suporte; Assistência no movimento; Homeostasia mineral; Produção de células sanguíneas; e Armazenamento de triglicerídeos.

Segundo Tortora; Derrickson (2016), o sistema esquelético pode ser dividido em duas classificações: Sistema Esquelético Axial e Sistema Esquelético Apendicular, conforme ilustra a Figura 2.1. Enquanto o sistema axial, composto por ossos como coluna, crânio, e costela, possui a função principal de proteger os órgãos internos, o Sistema Esquelético Apendicular tem como principal função ser responsável pelo movimento.

Figura 2.1 - Esqueletos (a) Axial e (b) Apendicular



a) Esqueleto Axial



a) Esqueleto Apendicular

Fonte: Tortora; Derrickson (2016, p. 298)

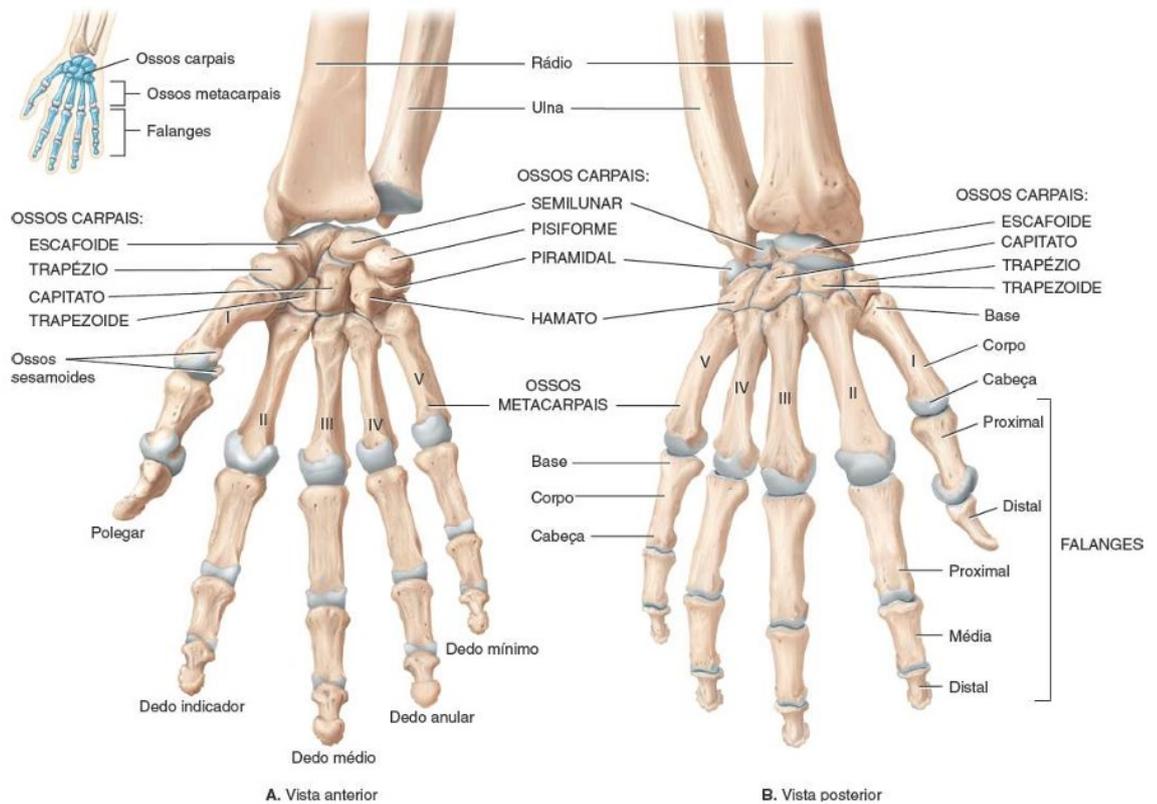
Para Tortora; Derrickson (2016), os ossos do esqueleto apendicular contribuem para a homeostasia oferecendo pontos de inserção e alavancas para músculos, o que ajuda os movimentos corporais; fornecendo suporte e proteção a órgãos internos como os órgãos genitais; e armazenando e liberando cálcio.

O esqueleto da mão humana, localizada na região distal do antebraço, é comumente subdividido em Carpo, Metacarpo e Falanges.

O Carpo, ou pulso, segundo Tortora; Derrickson (2016), é a parte proximal da mão que consiste em 8 pequenos ossos, unidos uns aos outros por ligamentos. Estes ossos são dispostos em duas linhas transversas de quatro ossos cada uma. Os nomes dos ossos que formam esta parte são: escafoide, semilunar, piramidal, pisiforme, trapézio, trapezoide, capitato e hamato. Nesta região também se forma o túnel do carpo, por onde passam os tendões dos dedos e do polegar.

Para Tortora; Derrickson (2016) o Metacarpo, ou palma da mão, é a parte intermediária da mão formada por cinco ossos chamados metacarpais. Cada um deles é formado por uma base proximal, uma diáfise intermediária e uma cabeça distal, e eles são numerados de I a V começando do polegar, vide Figura 2.2. As bases se articulam com os ossos carpais, enquanto as cabeças se articulam com as falanges proximais. As cabeças dos ossos metacarpais são facilmente visíveis com a mão fechada.

Figura 2.2 - Esqueleto Mão Humana



Fonte: Tortora; Derrickson, (2016, p. 354)

Por fim, as falanges, ou ossos dos dedos, segundo Tortora; Derrickson (2016), são os ossos que formam a região distal da mão. Há um total de 14 falanges nos cinco dedos das mãos, cada um deles sendo formado por uma base proximal, uma diáfise intermediária e um cabeça distal. Os dedos são formados por três falanges, enquanto o polegar que possui somente duas. As falanges irão formar os dedos das mãos, chamados: polegar, indicador, médio, anular e mínimo. As falanges proximais se articulam na base proximal com os ossos metacarpais, assim como se articula na cabeça distal com as falanges médias, exceto o polegar, onde a falange proximal se articula com a falange distal. E por fim as falanges médias se articulam com as falanges distais.

Seguindo agora para a parte responsável pelos movimentos do corpo, será discorrido sobre as articulações.

Como os ossos são muito rígidos para se movimentar sem lesão, é necessário algum tecido conjuntivo flexível, capaz de manter os ossos unidos e permitir certo grau de movimentação, e este tecido se chama articulação. Para Tortora & Derrickson (2016), as

articulações são o ponto de contato entre dois ossos, entre osso e cartilagem, ou entre osso e dente. Quando dizemos que um osso se articula com outro, queremos dizer que o encontro destes dois ossos forma uma articulação. O estudo das articulações é a artrologia. Por sua vez o estudo do movimento do corpo humano é chamado cinesiologia.

Segundo Tortora; Derrickson (2016), as articulações são classificadas estruturalmente, com base nas características anatômicas, e funcionalmente de acordo com o tipo de movimento que possibilitam. A classificação estrutural das articulações se baseia em dois critérios: existência ou não de espaço entre os ossos da articulação; e o tipo de tecido conjuntivo que une os ossos. Do ponto de vista estrutural as articulações são classificadas como: fibrosas; cartilagíneas; ou sinoviais. Já do ponto de vista funcional as articulações são classificadas como: sinartrose; anfiartrose; e diartrose.

Para Tortora; Derrickson (2016), as articulações fibrosas não apresentam cavidade articular e os ossos da articulação são mantidos bem próximos por tecido conjuntivo denso não modelado, que gera pouca ou nenhuma ocorrência de movimento. Há três tipos de articulações fibrosas: suturas; sindesmoses; e membranas interósseas. As articulações cartilagíneas são, assim como as articulações fibrosas, não apresentam cavidade articular e possibilitam pouco ou nenhum movimento. Os dois tipos de articulações cartilagíneas são as sincondroses e as sínfises. Por fim temos as articulações sinoviais, encontradas em maior quantidade e que são de maior importância para o desenvolvimento do seguinte trabalho.

As articulações sinoviais, para Tortora; Derrickson (2016), se distinguem das demais articulações pela presença da cavidade articular, ou cavidade sinovial, entre os ossos da articulação. Uma vez que essa cavidade proporciona movimento considerável da articulação, do ponto de vista funcional, essas articulações são classificadas como livremente móveis. Os ossos que formam uma articulação sinovial possuem em suas faces de contato uma camada de cartilagem hialina chamada cartilagem articular, que auxilia na diminuição do atrito do movimento e absorção de impactos, porém não une os dois ossos.

Estas articulações podem ser melhor entendidas se especificarmos cada uma de suas partes componentes. Que são elas cápsula articular, líquido sinovial, ligamentos acessórios, discos articulares e lábios.

Segundo Tortora; Derrickson (2016), a cápsula articular é como uma luva que encerra a cavidade articular e envolve os ossos integrantes da articulação. Ela é composta de duas camadas, uma membrana fibrosa externa e uma membrana sinovial interna. A membrana fibrosa, composta por tecido conjuntivo denso não modelado, é como uma continuação do periósteo do osso, devido a sua flexibilidade possibilita movimento considerável da articulação enquanto

garante resistência a tração que evita que os ossos se separem. Em alguns casos, a membrana fibrosa pode se organizar como feixes de fibra paralelos altamente adaptados para resistir a tensões chamados ligamentos. Já a membrana sinovial, composta de tecido conjuntivo areolar com fibras elásticas, é a parte mais interna deste tipo de articulação.

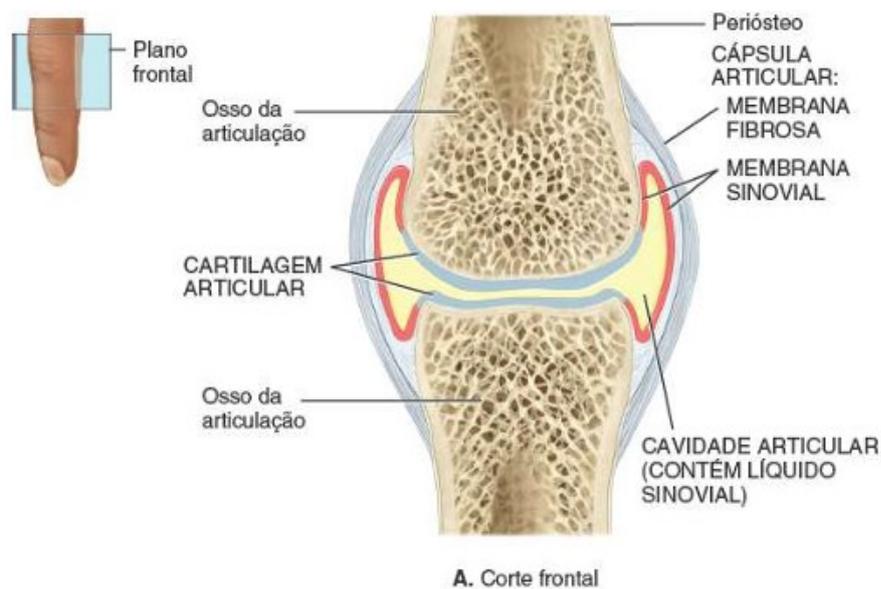
Para Tortora; Derrickson (2016), a membrana sinovial secreta o líquido sinovial, um líquido viscoso, claro ou amarelo-claro, composto por ácido hialurônico secretado por células sinoviais e líquido intersticial filtrado a partir do plasma sanguíneo. Ele forma uma fina película entre os ossos da articulação dentro da cápsula articular e tem entre suas principais funções a redução do atrito da articulação e absorção de impactos. A seguir na Figura 2.3 podemos ver uma articulação sinovial.

Outras formações podem vir a aparecer em articulações sinoviais específicas, mas, devido a não comunicação com o tema abordado não haverá aprofundamento.

No que tange a respeito do movimento nas articulações sinoviais, podemos dividi-lo em 4 principais categorias: deslizamento, movimentos angulares, rotação e movimentos especiais, que ocorrem apenas em determinadas articulações.

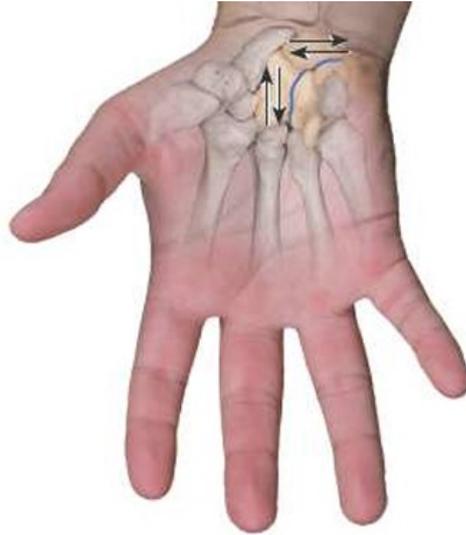
Segundo Tortora; Derrickson (2016), O deslizamento é um movimento simples, no qual as superfícies ósseas praticamente planas se movimentam para frente e para trás e de um lado para o outro. Não há alteração significativa da angulação entre os ossos e a amplitude deste movimento é limitada devido a cápsula articular. Um exemplo de articulações onde ocorre esse movimento são as articulações intercarvais, demonstradas na Figura 2.4.

Figura 2.3 - Articulação Sinovial do Dedo.



Fonte: Tortora; Derrickson, (2016, p. 382)

Figura 2.4 - Articulações Planas Intercarpais.



Deslizamento entre os ossos carpais (setas).

Fonte: Tortora; Derrickson. (2016, p. 385)

Por sua vez, os movimentos angulares para Tortora; Derrickson (2016), são aqueles onde ocorrem aumento ou diminuição do ângulo entre os ossos da articulação. Os principais movimentos são: flexão, extensão, flexão lateral, hiperextensão, abdução, adução e circundução. Esses movimentos sempre têm como parâmetro a posição anatômica.

Iniciando pela extensão, segundo Tortora; Derrickson (2016), este movimento, oposto a flexão, ocorre com a diminuição do ângulo entre os ossos da articulação. Por sua vez a flexão ocorrerá quando houver o aumento do ângulo entre os ossos da articulação. No geral ambos os movimentos ocorrem no plano sagital, como demonstrado na Figura 2.5. Exemplos desse tipo movimento são a movimentação da cabeça se aproximando ou se afastando do tórax e o movimento do punho se aproximando ou afastando do antebraço.

Figura 2.5 - Extensão e Flexão da Mão.



Fonte: Tortora; Derrickson, (2016, p. 386)

Para Tortora; Derrickson (2016), abdução ou desvio radial é o movimento de um osso em sentido oposto ao da linha mediana, enquanto isso, a adução ou desvio ulnar é o movimento de um osso no sentido da linha mediana, como visto na Figura 2.6. Ambos os movimentos ocorrem no plano frontal. Para a maioria dos casos a referência para este movimento é a linha mediana, no entanto, para os dedos da mão esta referência é uma linha imaginária traçada a partir do dedo médio. Outro movimento semelhante trata-se da circundução, que se trata de um movimento em círculo da extremidade distal de uma parte do corpo. A circundução não é um movimento isolado, mas sim uma sequência contínua de flexão, abdução, extensão, adução e rotação da articulação (ou na ordem contrária).

Figura 2.6 - Abdução e Adução da Perna.



Fonte: Tortora; Derrickson, (2016, p. 386)

A rotação por sua vez, segundo Tortora; Derrickson (2016), é o movimento de giro do osso em torno do próprio eixo longitudinal. A classificação deste movimento se dá em relação a linha média, podendo também classificar o movimento em rotação medial (quando o osso se

volta para a linha média) e rotação lateral (quando o osso se volta para o sentido oposto ao da linha média).

Os movimentos especiais, para Tortora; Derrickson (2016), ocorrem apenas em articulações específicas. Dentre os existentes é importante ressaltar o movimento de oposição, que concede ao ser humano e outros primatas a capacidade de segurar objetos. Ele é o movimento do polegar na articulação carpometacarpal no qual o polegar se movimenta de um lado a outro pela palma da mão para tocar as pontas dos dedos da mesma mão.

Apesar de que as articulações sinoviais se assemelhem bastante, o formato das faces articulares varia, assim permitindo vários tipos de movimento. Baseado no tipo de movimento podemos classificar as articulações sinoviais em seis tipos: plana, gínglimo, trocóideia, elipsóideia, selar e esferóideia.

Segundo Tortora; Derrickson (2016), as faces das articulações planas são planas ou discretamente curvadas, permitindo movimentos para frente e para trás, além de que também são capazes de permitir rotação. Um exemplo desse tipo de articulação são as articulações intercarvais.

Outro tipo de articulação é a chamada do tipo gínglimo, ou dobradiça. Para Tortora; Derrickson (2016), essa articulação se forma do encaixe de uma superfície convexa de um osso na superfície côncava de outro. Estas articulações produzem o movimento de abre e fecha e somente possibilitam apenas flexão e extensão. Este é o tipo de articulação encontrada por exemplo no cotovelo.

Há também o tipo de articulação chamada tricóideia, ou articulação pivô. Segundo Tortora; Derrickson (2016), nesta articulação a face arredondada ou pontiaguda de um osso se articula com um anel formado parcialmente por outro osso e parcialmente por um ligamento. Este tipo de articulação possibilita somente o movimento de rotação e tem como exemplo as articulações radioulnares.

Há também o tipo de articulação elipsóideia, ou condilar. Para Tortora; Derrickson (2016), este tipo de articulação ocorre quando a projeção convexa oval de um osso se encaixa em uma depressão oval de outro osso. Ela possibilita movimento em dois eixos, sendo eles flexão-extensão e abdução-adução. As articulações radiocarpais são um exemplo deste tipo de articulação.

Os últimos dois tipos de articulações são a selar e a esferóideia. Segundo Tortora & Derrickson (2016), a articulação selar se dá quando a face articular de um osso tem formato de sela e a face articular do outro osso se encaixa na “sela”. Os movimentos possibilitados pela articulação selar são os mesmos da elipsóideia. Por fim, a articulação esferóideia consiste em uma

superfície redonda como uma bola de um osso que se encaixa em uma depressão em forma de copo de outro osso. Ela é uma articulação triaxial, permitindo flexão-extensão, abdução-adição e rotação. Ombro e quadril são exemplos desse tipo de articulação.

Após esta numerosa conceituação de aspectos sobre a funcionalidade da mão humana, poderemos por fim denotar a cinesiologia da mão que será utilizada daqui em diante neste trabalho por meio Tabela 2.1.

Tabela 2.1 – Dados Cinesiologia da Mão Humana

<i>Articulação</i>	<i>Componentes Articulares</i>	<i>Classificação</i>	<i>Movimentos</i>
<u><i>Punho (radiocarpal)</i></u>	Entre a extremidade distal do rádio e o escafoide, o semilunar e o piramidal do carpo.	Estrutural: sinovial (elipsóideia). Funcional: diartrose.	Flexão, extensão, abdução, adução, circundução e ligeira hiperextensão do punho.
<u><i>Intercarpais</i></u>	Entre os ossos da fileira proximal do carpo, entre os ossos da fileira distal do carpo e entre as duas fileiras dos ossos carpais (articulação mediocarpal).	Estrutural: sinovial (plana), exceto a articulação entre escafoide, semilunar e hamato(mediocarpal), a qual é sinovial (selar). Funcional: diartrose.	Deslizamento mais flexão, extensão, abdução, adução e ligeira rotação na articulação mediocarpal.
<u><i>Carpometacarpal</i></u>	Articulação carpometacarpal do polegar entre o trapézio do carpo e primeiro metacarpal; articulações carpometacarpais dos dedos restantes formadas entre os ossos carpais e do segundo ao quinto metacarpais.	Estrutural: sinovial (selar) no polegar; sinovial (plana) nos outros dedos. Funcional: diartrose.	Flexão, extensão, abdução, adução e circundução no polegar; deslizamento nos outros dedos.
<u><i>Metacarpofalângica</i></u>	Entre as cabeças dos metacarpais e bases das falanges proximais.	Estrutural: sinovial (elipsóideia). Funcional: diartrose.	Flexão, extensão, abdução, adução e circundução das falanges.
<u><i>Interfalângica</i></u>	Entre as cabeças das falanges e as bases das falanges mais distais.	Estrutural: sinovial (gínglimo) Funcional: diartrose.	Flexão e extensão das falanges.

Adaptado de: Tortora; Derrickson (2016, p. 397)

O responsável por todas as movimentações anteriormente citadas será o tecido muscular, estudado pela miologia. Há três tipos de tecido muscular: esquelético, cardíaco e liso. Nosso

enfoque será replicar as ações produzidas pelo tecido muscular esquelético. Segundo Tortora; Derrickson (2016), este tecido muscular é assim chamado pois em sua maioria ele é responsável pela movimentação dos ossos. Sua ação é na maioria das vezes voluntária, controlado por neurônios da divisão somática do sistema nervoso. Este é o efeito que se deseja replicar, a capacidade de conscientemente controlar a movimentação de partes do corpo.

2.2 CINEMÁTICA E JUNTAS MECÂNICAS

Norteados pelos dados da seção anterior, seguiu-se então para uma análise onde busca-se fazer uma equivalência entre anatomia e mecânica. Estabelecendo relações de equivalência entre a cinesiologia e cinemática, assim como dos movimentos das articulações com suas contrapartes mecânicas, as juntas.

Cinemática, de acordo com BEGGS, (1983), é o estudo da geometria do movimento. O nome cinemática vem do grego “kinema” que quer dizer justamente movimento. Este estudo do movimento permeia sólidos, líquidos, gases, e seu estado de movimento na maioria das vezes é causado pela interferência de forças externas.

Um dos campos de estudo do movimento, que é o principal ponto de interesse desta pesquisa, é o movimento relativo entre dois corpos a partir de uma conexão. Segundo CRAIG (2005), dois corpos unidos por uma conexão formam uma junta cinemática. Estas conexões ou também chamados de pares cinemáticos. Para fim de estudo abordaremos as juntas inferiores, que são aquelas onde o contato entre os corpos é realizado por uma superfície.

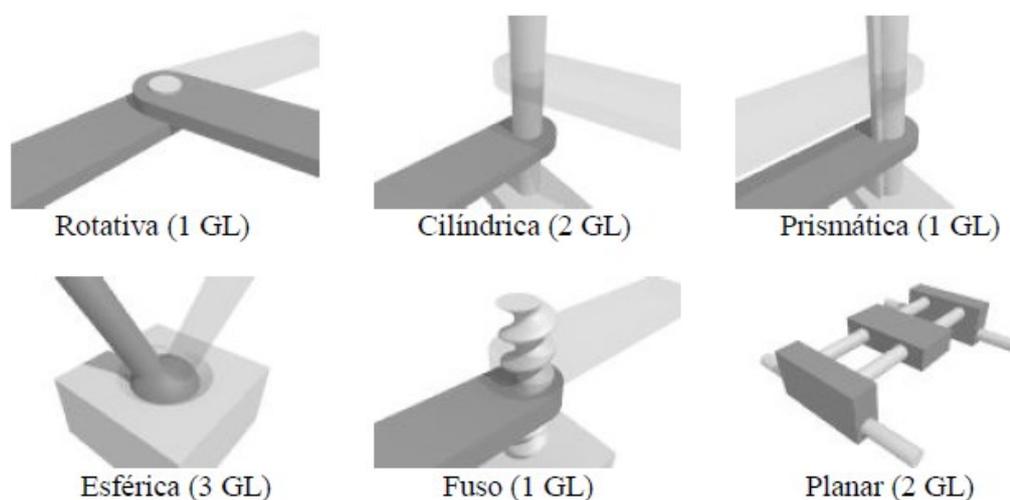
Estas juntas inferiores, de acordo com CRAIG (2005), se apresentam em seis possíveis formas, vista na Figura 2.7. São elas: junta rotativa; junta prismática; junta cilíndrica; junta plana; junta helicoidal; junta esférica.

Para CRAIG (2005), as juntas rotativas são limitadas a somente um eixo de rotação. Por sua vez a junta prismática é limitada a apenas um eixo de translação e conseqüentemente apenas um grau de liberdade. A junta cilíndrica, por sua vez funciona como uma junção das anteriores, permitindo tanto um eixo de rotação quanto um eixo de translação. A junta helicoidal possui o mesmo grau de liberdade que a junta cilíndrica, porém sua translação é controlada por sua rotação devido sua característica de hélice. A junta plana por sua vez, permite um eixo de rotação e dois eixos de translação. Por fim, a junta esférica permite três eixos de rotação.

A fim de comparação, as articulações descritas na seção 2.1 em sua maioria tem um equivalente mecânico, uma junta, que possua a mesma liberdade de movimento. Um exemplo

seriam as articulações interfalângicas que se assemelham a uma junta rotativa, por sua vez a articulação do fêmur com a pelve se assemelha a uma junta esférica.

Figura 2.7 - Juntas Cinemáticas Inferiores



Fonte: GOMES, 2014

2.3 ACIONAMENTO DA PRÓTESE

Graças ao conjunto de dados levantados no capítulo anterior, foi possível delimitar quais serão os requisitos para definir o acionamento da prótese a ser desenvolvida. Os detalhes sobre esta parte do projeto serão elucidados neste capítulo.

O sistema de acionamento de uma prótese é o conjunto de componentes mecânicos, elétricos e eletrônicos, responsável por replicar os movimentos realizados pela mão humana. Cada componente deste sistema possui uma função que tentará emular o papel do órgão ou parte da mão em questão. Desta forma um tendão pode ser representado por um cabo, uma articulação por um pino, entre outras possíveis correlações.

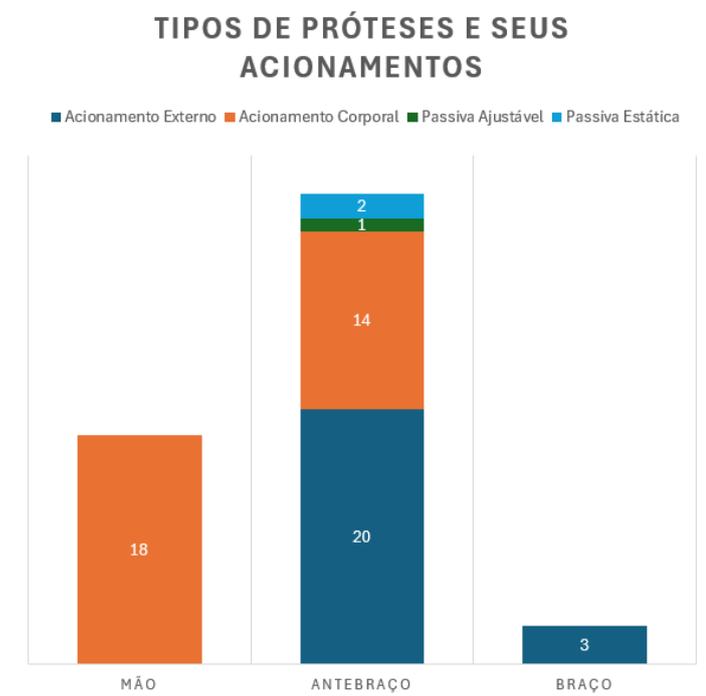
Para uma melhor definição de parâmetros para confecção do projeto de uma prótese é de suma importância levar em consideração trabalhos e pesquisas realizados por outros pesquisadores. Neste intuito, TEN KATE; SMIT; BREEDVELD (2017) desenvolveram uma pesquisa que estudou 58 projetos de próteses de membros superiores de diferentes tipos, com intuito de fazer um comparativo entre os projetos. O foco do estudo por eles realizado não se trata de definir quais os melhores componentes para confeccionar uma prótese, mas sim, propor uma análise de quais componentes são mais utilizados.

Segundo TEN KATE; SMIT; BREEDVELD (2017), as próteses foram analisadas e subdivididas em 4 categorias: acionamento externo, acionamento corporal, passiva ajustável e

passiva estática. No caso das próteses passivas, são próteses com fins em sua maioria estéticos, possuindo nenhum ou quase nenhum movimento. Já as próteses acionadas são aquelas que possuem movimento e controle deste movimento. As próteses de acionamento corporal são aquelas que o movimento será controlado por ação de uma parte do corpo já existente, como o pulso, ou um dedo por exemplo. As próteses de acionamento externo, por sua vez, são aquelas onde o acionamento ocorre por um equipamento mecânico ou eletro/mecânico inserido na prótese. Essa divisão de categorias pode ser observada na Figura 2.8.

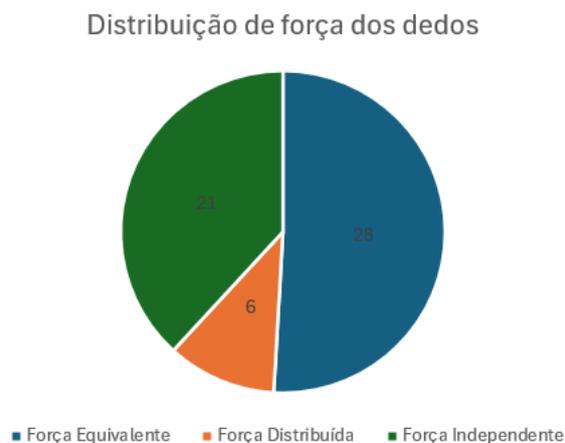
A distribuição de força é outro fator a ser analisado. Para TEN KATE; SMIT; BREEDVELD (2017), a forma como a força é distribuída em cada um dos dedos é definida em: força equivalente; força distribuída; e força independente. As próteses com força equivalente possuem seu acionamento realizado por um único motor que acionará todos os dedos com a mesma força. Já as próteses que utilizam força distribuída possuem a capacidade que cada dedo agarre de forma adaptável e isolada dos demais. Por fim, as próteses com força independente se destacam por possuírem um motor responsável pelo acionamento de cada dedo. A forma como essas próteses estudadas se encaixam em cada categoria está na Figura 2.9.

Figura 2.8 - Tipos de próteses e seus acionamentos



Adaptado de: TEN KATE; SMIT; BREEDVELD (2017, p. 303)

Figura 2.9 - Distribuição de força dos dedos

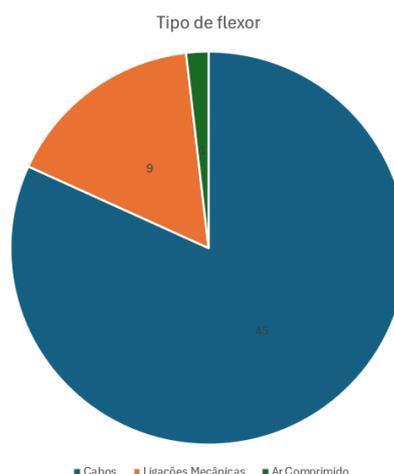


Adaptado de: TEN KATE; SMIT; BREEDVELD (2017, p. 304)

A grande maioria das próteses de membro superior tem como principais movimentações a flexão e a extensão, abdicando dos movimentos de abdução, adução e rotação como forma de simplificar o sistema.

Seguindo para os tipos de componentes responsáveis por realizar a flexão dos dedos. Segundo TEN KATE; SMIT; BREEDVELD (2017), os flexores, assim chamados, foram categorizados em: cabos; ligações mecânicas; e ar comprimido. Os cabos são componentes não elásticos que ao serem tensionados irão transmitir esta força aplicada em forma de flexão dos dedos. As ligações mecânicas, por sua vez, são componentes acionados por motores e que exercem o movimento da flexão em apenas uma junta/articulação. Por fim, o sistema de ar comprimido utiliza de um sistema pneumático para realizar o movimento de flexão. A distribuição das próteses flexor pode ser observada na **Erro! Fonte de referência não encontrada..**

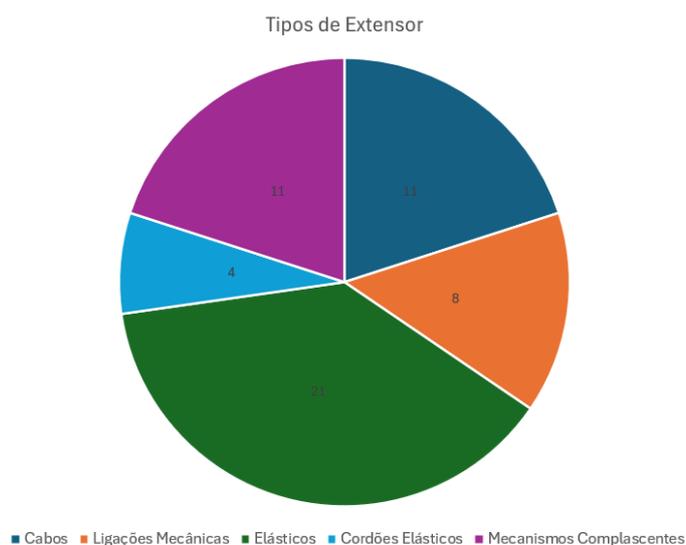
Figura 2.10 - Tipo de Flexor



Adaptado de: TEN KATE; SMIT; BREEDVELD, (2017, p. 305)

Os componentes responsáveis pelo movimento de extensão, para TEN KATE; SMIT; BREEDVELD (2017), foram divididos em: cabos; ligações mecânicas; elásticos; cordões elásticos; e mecanismos complacentes, o que pode ser observado na **Erro! Fonte de referência não encontrada..** Os acionamentos utilizando cabos ou ligações mecânicas seguem as mesmas lógicas da flexão, porém com estes componentes realizando o movimento no sentido oposto da flexão. Os demais acionamentos utilizam o preceito da elasticidade para fazer com que a mão se abra automaticamente.

Figura 2.11 - Tipos de Extensor



Adaptado de: TEN KATE; SMIT; BREEDVELD (2017, p. 305)

Após estabelecer estes dados sobre o acionamento das próteses, ainda restam alguns pontos a serem tratados. O primeiro deles são os motores, que serão os responsáveis por realizar trabalho e gerar o movimento dos componentes da prótese. O último deles é o microcontrolador, responsável por realizar o controle da prótese para que ela funcione de forma harmônica e programada.

Elucidando mais sobre os motores, alguns tipos utilizados na robótica em geral e na confecção de próteses são os motores DC (ou corrente contínua), os servos motores e os motores de passo. Os motores DC, como visto na Figura 2.12, são máquinas capazes de converter energia elétrica de corrente contínua em energia mecânica.

Figura 2.12 - Motor DC



Fonte: ELETROGATE, 2023a

Os servos motores, vide Figura 2.13, por sua vez, podem ser tanto construídos a partir de um motor DC ou AC (corrente alternada), seu diferencial é a presença de um controle refinado de posição do eixo devido a presença de um *encoder* e um controlador. Por fim, os motores de passo, que pode ser observado na Figura 2.14, se destacam por ter um controle ainda mais preciso de sua posição do eixo pela utilização de passos, subdivisões de revoluções que podem variar de 120° a 5° normalmente.

Figura 2.13 - Servo Motor



Fonte: ELETROGATE, 2023b

Figura 2.14 - Motor de Passo



Fonte: ELETROGATE, 2023c

No que tange agora de microcontroladores, são circuitos integrados que reúnem um núcleo processador, memórias voláteis e não voláteis, periféricos de entrada e saída, sendo assim um computador compacto capaz de executar diversas tarefas. Alguns exemplos de microcontroladores no mercado são o Arduino, o ESP 32, o PIC, entre tantos outros.

Figura 2.15 - Arduino Uno



Fonte: AMERICANAS, 2023

Figura 2.16 - ESP32



Fonte: ELETROGATE, 2023d

2.4 PROCESSO DE FABRICAÇÃO E MODELAGEM

Utilizando dos conhecimentos adquiridos nas seções anteriores, foi possível compreender o que é necessário para confecção da prótese, restando somente a definição do processo de fabricação a ser utilizado. Nesta seção será abordado sobre o processo de fabricação usado para este projeto.

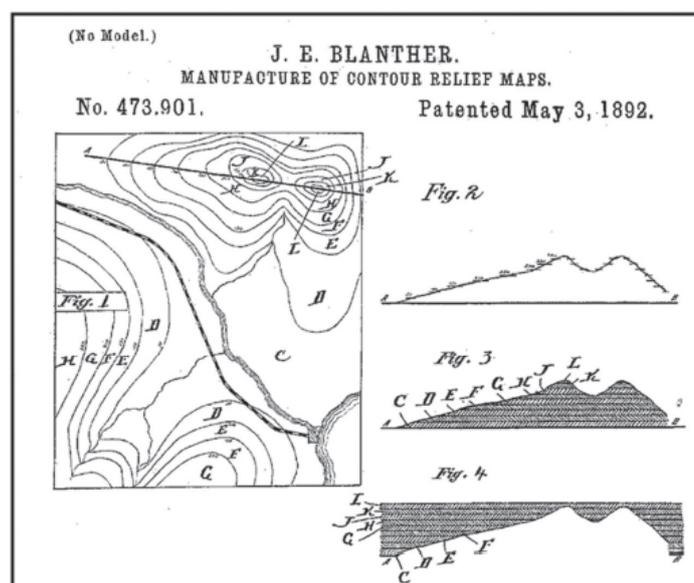
Segundo VOLPATO (2017), quando se trata de processos de fabricação os mais amplamente difundidos são: moldagem de material; remoção de material; conformação; união de componentes; e divisão de componentes. No final da década de 1980, porém, surge um novo processo de fabricação por adição de material, denominada manufatura aditiva ou impressão 3D.

Para VOLPATO (2017), a manufatura aditiva é um processo de fabricação por adição de material na forma de camadas sucessivas, sendo essas camadas obtidas com informações geométricas obtidas por meio de um modelo computacional 3D do componente. Este modelo 3D é confeccionado em um sistema CAD (*Computer Aided Design*), que será abordado posteriormente nessa seção. O modelo computacional em três dimensões deverá também passar por um processo em que é “fatiado” em camadas que contém onde deverá ocorrer a aplicação de material e onde não.

A origem da manufatura segundo VOLPATO (2017), remonta a era muito antigas visto que a construção das pirâmides já trazia a ideia de construir em camadas de blocos. Mais recentemente, porém, podemos relacionar a manufatura aditiva com duas áreas técnicas em específico, a topografia e a fotoescultura.

Segundo VOLPATO (2017), na área da topografia, por volta de 1890, J. E. Blather desenvolveu o primeiro método de construção por camadas. Neste método eram construídos discos de cera que representavam curvas de nível das cartas topográficas, de forma que quando associados esses discos formariam uma representação tridimensional do relevo presente na nessa carta topográfica, como é possível ver na Figura 2.17.

Figura 2.17 - Carta Topográfica



Fonte: VOLPATO (2017, p. 19)

A fotoescultura para VOLPATO (2017), foi desenvolvida no século XIX com o intuito de criar réplicas exatas de objetos. Um método desenvolvido pelo francês Frenchman François Willème em 1860, consistia em uma sala redonda com o objeto posicionado no centro e com 24

câmeras distribuídas uniformemente e que seriam disparadas ao mesmo tempo. A silhueta de cada uma das fotos seria utilizada posteriormente para que um artista esculpisse cada um dos 1/24 do objeto.

Mesmo após sucessivos avanços em cada uma destas tecnologias, segundo VOLPATO (2017), a manufatura aditiva como conhecemos só surgiu em 1982 na empresa 3M. Na área de fotopolimerização foi proposto um sistema onde um laser ultravioleta polimerizava um polímero fotossensível em um plotter X-Y. Um computador era responsável por comandar os movimentos do laser, e após uma camada ser concluída esta era abaixada 1mm e o processo se repetia.

Diversos são os métodos atualmente de manufatura aditiva. Na Tabela 2.1 é possível observar com detalhes algumas características de cada um destes processos de manufatura aditiva.

Tabela 2.1 - Tipos de Manufatura Aditiva

Classificação das tecnologias AM	Descrição dos princípios	Algumas tecnologias na categoria
Fotopolimerização em cuba	Polímero fotossensível líquido é curado seletivamente em uma cuba por polimerização ativada por luz*	Estereolitografia (<i>stereolithography</i> – SL), produção contínua com interface líquida (<i>continuous liquid interface production</i> – CLIP), tecnologia da empresa Invision-TEC, outros
Extrusão de material	Material é extrudado através de um bico ou orifício, sendo seletivamente depositado	Modelagem por fusão e deposição (<i>fused deposition modeling</i> – FDM), MakerBot, RepRap, Fab@Home, outros
Jateamento de material	Material é depositado em pequenas gotas de forma seletiva	PolyJet, impressão por múltiplos jatos (<i>MultiJet printing</i> – MJP), tecnologia da SolidScape, outros
Jateamento de aglutinante	Um agente aglutinante líquido é seletivamente depositado para unir materiais em pó	Impressão colorida por jato (ColorJet Printing – CJP), tecnologia da VoxelJet, tecnologia da ExOne, outros
Fusão de leito de pó	Energia térmica funde seletivamente regiões de um leito de pó	Sinterização seletiva a laser (<i>selective laser sintering</i> – SLS), sinterização direta de metal a laser (<i>direct metal laser sintering</i> – DMLS), fusão seletiva a laser (<i>selective laser melting</i> – SLM), LaserCUSING, fusão por feixe de elétrons (<i>electron beam melting</i> – EBM), outros
Adição de lâminas	Lâminas recortadas de material são unidas (coladas) para formar um objeto	Manufatura laminar de objetos (<i>laminated object manufacturing</i> – LOM), tecnologia da Solido, deposição seletiva de laminados (<i>selective deposition lamination</i> – SDL), outros
Deposição com energia direcionada	Energia térmica é usada para fundir materiais à medida que estes são depositados	Forma final obtida com laser (<i>laser engineered net shaping</i> – LENS), deposição direta de metal (<i>direct metal deposition</i> – DMD), revestimento a laser tridimensional (<i>3D laser cladding</i>), outros

*Observação: os processos que utilizam projeção de luz UV (com ou sem máscara) e cujo material não fica necessariamente em uma cuba estão inclusos nesse grupo.

Fonte: VOLPATO (2017, p. 24)

Para que um processo de fabricação seja validado, ele precisa apresentar vantagens sobre os demais de forma que os resultados se tornem melhores ao utilizá-lo em detrimento dos demais processos. Para VOLPATO (2017), as vantagens da manufatura aditiva são:

- Grande liberdade geométrica na fabricação, isto é, independência da complexidade da peça;
- Pouco desperdício de material e utilização eficiente de energia;
- Não requer dispositivos de fixação;
- Não é necessária a troca de ferramentas durante a fabricação do componente, como no caso de máquinas CNC;
- O componente é fabricado em um único equipamento, do início ao fim, ou seja, numa única etapa;

- Não são necessários cálculos complexos das trajetórias de ferramentas;
- Rapidez na obtenção de baixa quantidade de componentes quando comparados aos processos tradicionais;
- Possível produção de peças finais, em especial por meio das tecnologias baseadas em materiais metálicos ou polímeros de engenharia;
- Potencial para mesclar materiais em algumas tecnologias.

Todo processo de fabricação, porém, possui suas limitações e desvantagens. Segundo VOLPATO (2017), a manufatura aditiva possui as seguintes limitações:

- Em geral, as propriedades dos materiais obtidos por manufatura aditiva não são as mesmas dos materiais processados de forma tradicional;
- A precisão e o acabamento superficial são inferiores aos das peças obtidas por processos convencionais, como a usinagem;
- A maioria das tecnologias possui limitação quanto à escolha dos materiais que podem ser empregados;
- No caso de tecnologias manufatura aditiva de porte industrial, o custo envolvido é elevado, principalmente de aquisição e operação do equipamento, incluindo materiais e insumos nos processos;
- Problemas como distorções e empenamento do material podem ser observados em alguns processos;
- Considerando a fabricação de lotes grandes, a manufatura aditiva é ainda lenta e mais cara se comparada aos processos tradicionais.

Como anteriormente citado, uma tecnologia fundamental para o desenvolvimento da manufatura aditiva é o CAD. Esta tecnologia se trata de *softwares* para automatização do processo de desenho e substituição da documentação técnica, permitindo projetar em duas ou três dimensões. Além de desenho e documentação, estes *softwares* permitem uma ampla gama de simulações e visualizações que permitem melhor compreensão e desenvolvimento dos projetos. Dentre os softwares de CAD, podemos citar AutoCAD®, SolidWorks®, Autodesk Inventor®, Catia®, SketchUp®, entre outros.

3 METODOLOGIA

Tendo como base os conhecimentos estabelecidos na revisão bibliográfica, neste capítulo será abordada a metodologia utilizada para alcançar os objetivos descritos no Capítulo 2. O trabalho será dividido em cinco etapas: (i) definição de movimentação da prótese; (ii) designação do sistema de acionamento da prótese; (iii) confecção de modelos 3D, montagem 3D e ajustes dos modelos; (iv) testes e simulações da prótese. Cada uma dessas etapas será detalhada nas sessões a seguir.

3.1 DEFINIÇÃO DE MOVIMENTAÇÃO DA PRÓTESE

O primeiro passo para o início do projeto é definir as movimentações que a prótese irá realizar. Para isso será utilizado todo o conhecimento obtido durante as pesquisas para nortear as movimentações necessárias para atingir os objetivos estabelecidos.

Esta etapa é de suma importância, pois irá nortear todo o aspecto construtivo da prótese, que será o fator primordial para definirmos os equipamentos necessários para o acionamento, a forma como deverá ser executado o modelamento da prótese e os materiais a serem utilizados na fabricação. Cada um destes pontos irá influenciar diretamente em um fator essencial para o objetivo do projeto, o custo final da prótese. Desta forma, as movimentações escolhidas deverão atender as necessidades e funcionalidades básicas de uma mão humana, sem que eleve demasiadamente o nível de complexidade e o custo do projeto.

Como visto anteriormente, na seção 2.1, temos como as principais movimentações realizadas pela mão humana: flexão, extensão, abdução, adução e circundução do punho; e flexão, extensão, abdução e adução dos dedos. Apesar desta diversificada gama de movimentos realizados por este membro, é de conhecimento comum que a principal função da mão é segurar e manipular objetos. Tendo isto em vista, a complexidade do sistema para realizar todos esses movimentos, optou-se por adotar somente a flexão extensão dos dedos, como movimentos base para desenvolvimento da prótese.

3.2 DESIGNAÇÃO DO SISTEMA DE ACIONAMENTO DA PRÓTESE

Dando sequência à escolha dos movimentos realizados pela prótese, partiremos para a definição do sistema de acionadores que servirão de orientação para a forma construtiva do projeto, sendo os responsáveis por realizar os movimentos.

O componente responsável por realizar trabalho e gerar o movimento da prótese na maioria dos casos apresentados anteriormente são motores. A quantidade de motores na prótese

influencia diretamente em seu preço e complexidade, portanto, baseado novamente em simplicidade e custo, optamos por adotar o menor número possível de motores, sendo neste caso um motor somente.

Para os tipos de motor temos principalmente:

- Motor de corrente contínua CC;
- Servo Motor;
- Motor de passo.

Quando comparamos estes motores com relação a dimensões, torque, peso, principalmente em relação a controlabilidade e a custo, os servos motores acabam se destacando dos demais. Os servos motores apresentam boa controlabilidade, torque quando comparados aos motores CC, e mesmo possuindo estas características levemente inferiores se comparados aos motores de passo, os servos motores ainda os superam quando o assunto é preço, peso e tamanho. Por estes motivos será adotado um sistema onde um servo motor ficará responsável por exercer os esforços da prótese como base para o projeto.

Porém, para transferir o trabalho exercido pelo motor para a prótese serão necessários outros componentes. Estes componentes serão os extensores, responsáveis pelo movimento de extensão, e os flexores, responsáveis pelo movimento de flexão.

Como visto anteriormente na seção 2.3, diversos tipos de flexores são utilizados em próteses de mão. Porém, dentre as soluções apresentadas para flexores, o tipo mais comum, e que devido a compatibilidade com servos motores será o utilizado, são os cabos tensionadores. Estes cabos permitem uma distribuição equivalente de tensão para flexionar todos os dedos ao mesmo tempo utilizando somente um motor acionador.

Partindo então para os extensores, utilizaremos do princípio da elasticidade para realizar automaticamente a extensão após o alívio da tensão aplicada para realizar a flexão dos dedos. Portanto, serão utilizados como extensores elásticos.

Por fim, para controlar o acionamento do motor, e conseqüentemente os movimentos da prótese será estipulado um microcontrolador que fará este papel. As especificações de qual microcontrolador será utilizado só será possível definir após entender a complexidade do controle a ser realizado, porém, é estimado a utilização de um microcontrolador do tipo PIC ou similar devido ao seu tamanho compacto e baixo custo. Outra opção seria utilizar outros controladores maiores e que possuam mais interfaces de desenvolvimento, porém, com um custo mais elevado como o ESP 32, Arduino UNO ou Raspberry PI Pico.

Também pontuando que está prótese deverá retirar energia de algum local para que seus componentes como motor e microcontrolador possam exercer suas funções. Esta energia irá vir de uma bateria, porém sua especificação será feita na etapa de desenvolvimento do sistema de acionamento.

3.3 CONFECÇÃO DE MODELOS 3D, MONTAGEM 3D E AJUSTES DOS MODELOS

Nesta etapa, após as definições e especificações técnicas anteriores, serão confeccionados os modelos 3D de cada uma das peças da prótese. Para isso utilizaremos o *software* de modelagem 3D Autodesk Inventor. Neste *software* é possível criar sólidos em três dimensões com a forma final desejada para cada um dos componentes. Os principais motivos para a utilização deste *software* em detrimento a outros concorrentes, é sua disponibilidade de versão gratuita para estudantes e familiaridade por utilização prévia do *software*.

Após a confecção das peças de acordo com as necessidades do projeto, deverá ser realizada a montagem. Dentro do próprio *software* Autodesk Inventor é criado um arquivo onde é possível associar os componentes modelados anteriormente para assim termos uma amostra de como ficará a prótese após a impressão, como todos os componentes de estrutura e acionamento.

Visto que este é processo em que muitas das vezes o melhor resultado vem de forma empírica, com tentativa e erro, também é nesta fase em que irão ocorrer os ajustes de cada um dos componentes de forma a obter o melhor resultado possível para a prótese acabada.

3.4 TESTES E SIMULAÇÕES DA PRÓTESE

A última etapa deste projeto será testar através de simulações a possibilidade de fabricação e da realização de testes práticos.

Como as próteses são componentes que serão submetidos a movimentos e forças em seus componentes, é necessário garantir que sua estrutura e acionamentos suportem essas forças as quais estarão submetidas. Para estes testes o *software* Autodesk Inventor possui diversas ferramentas de simulação que permitem obter os dados de como se comportarão os componentes reais da prótese quanto a tração, flexão, deformação, entre outros, sem a necessidade de construir um protótipo físico para realização destes testes.

Com a versão final do modelo da prótese sendo aprovada nos testes realizados, por fim poderemos então definir este projeto como viável e apto para ser produzido e testado de forma física.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Este capítulo irá tratar dos resultados obtidos em cada uma das etapas de desenvolvimento deste projeto. Serão apresentados dados e imagens que contribuirão para elucidação dos resultados.

4.1 MODELO 3D PRELIMINAR

Era necessário partir de algum ponto no projeto desta prótese. Portanto o primeiro passo adotado foi utilizar a ferramenta Autodesk Inventor para desenvolver os modelos em 3D para os componentes da prótese.

Nesta primeira etapa o objetivo era desenvolver MVP (sigla em inglês para Mínimo Produto Viável) para cada componente da prótese. Desta forma os modelos desenvolvidos eram mais simplificados, contendo apenas alguns detalhes mais complexos para testar a qualidade de acabamento da manufatura aditiva ao confeccionar o componente.

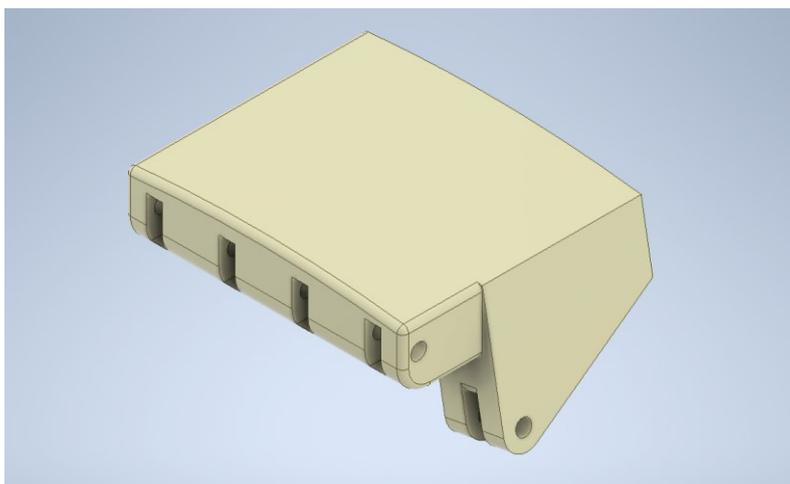
Algumas medidas foram adotadas durante o desenvolvimento como forma de simplificação do modelo. Um exemplo foi a união das falanges mediais e distais dos dedos indicador, médio, anular e mínimo, como forma de eliminar uma articulação em cada um desses dedos. Este detalhe pode ser visto na Figura 4.1. Outra simplificação ocorreu na junção de ossos do carpo e metacarpos em um único chassi rígido que serviria para sustentar as estruturas dos dedos, como mostrado na Figura 4.2.

Figura 4.1 - Falange Distal e Medial



Fonte: Autorial Própria

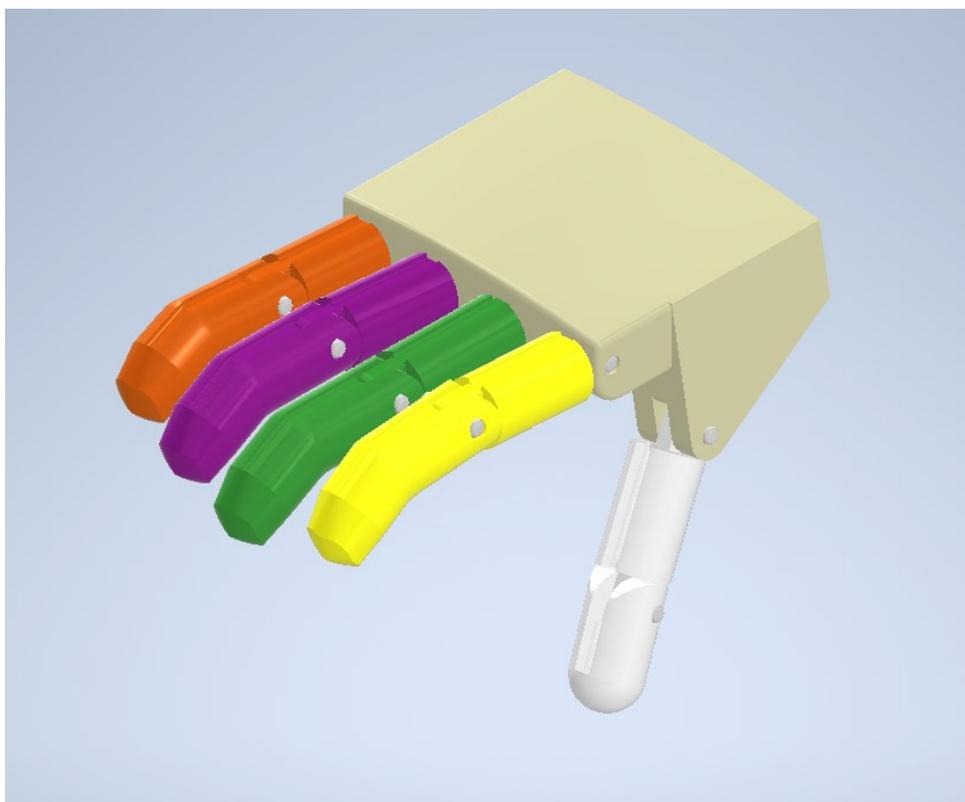
Figura 4.2 - Carpo e Metacarpo



Fonte: Aatoria Própria

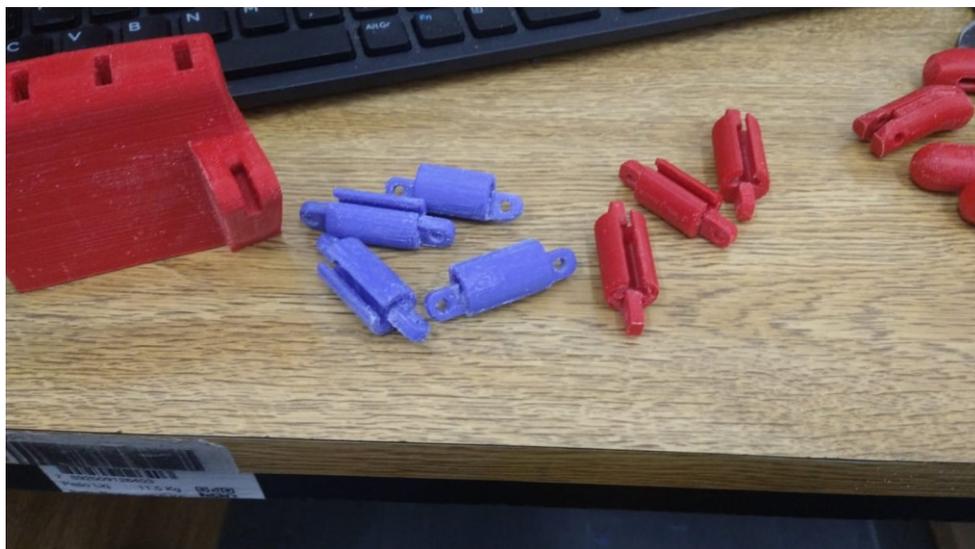
O modelo de prótese preliminar acabada está representado na Figura 4.3. Este modelo foi fabricado para analisar tanto a qualidade do processo de fabricação, no que tange qualidade de acabamento das peças, quanto a qualidade do modelo projetado. Os componentes deste modelo impresso podem ser vistos na Figura 4.4.

Figura 4.3 - Modelo Preliminar da Mão



Fonte: Aatoria Própria

Figura 4.4 - Componentes Prótese Preliminar



Fonte: A autoria própria

4.2 ANÁLISE DO MODELO 3D PRELIMINAR

Conforme afirmado na seção interior, um ponto focal para o desenvolvimento e aperfeiçoamento do modelo é a manufatura aditiva, afinal de nada serve desenvolver componentes que ao serem fabricados não estarão de acordo com suas especificações iniciais.

Para que esta análise fosse realizada, seria necessária a confecção desta prótese preliminar. Para isto foi estabelecido contato com membros do CINTESP.Br (Centro Brasileiro de Referência em Inovação Tecnológica Assistiva), órgão vinculado à UFU (Universidade Federal de Uberlândia), para que fosse realizada a fabricação dos componentes da prótese in loco. A fabricação foi realizada em seus Centros de Manufatura Aditiva, comumente chamadas de impressoras 3D, utilizando plástico ABS (acrilonitrila butadieno estireno) como matéria prima.

Com as peças fabricadas em mãos, observou-se que a capacidade de produzir geometrias complexas da manufatura aditiva seria suficiente para alcançar a complexidade exigida para os componentes da prótese. Porém, observou-se que o processo resultava em um acabamento tanto superficial quanto dimensional menos preciso, desta forma impactando na qualidade dos encaixes de componentes.

Com essas lições aprendidas sobre o processo de manufatura aditiva seguiu-se para o desenvolvimento do modelo definitivo para o projeto da prótese.

4.3 MODELO 3D FINAL

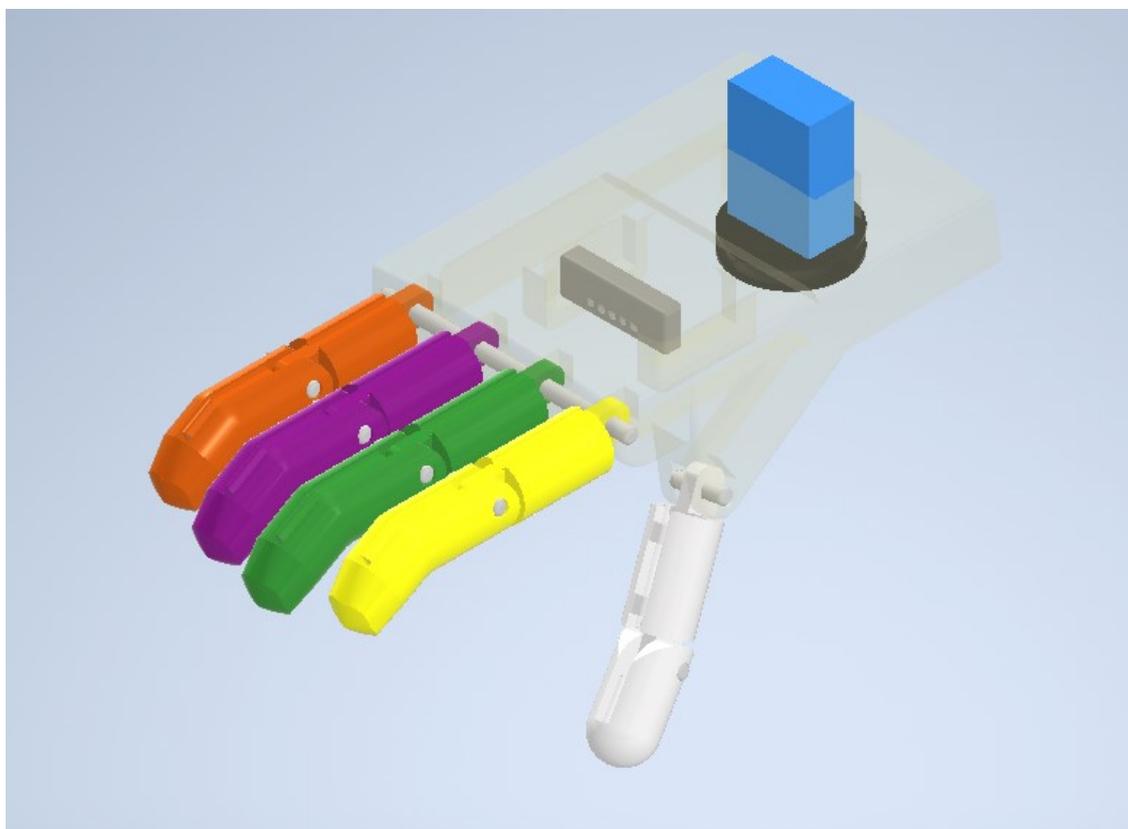
Seguiu-se então para o desenvolvimento do modelo final da prótese. Nesta etapa o cuidado aos detalhes foi maior por se tratar da versão que será realmente testada de forma a verificar a funcionalidade do projeto.

Nos componentes que eram somente estruturais, como os dedos, foram adicionados detalhes como os fixadores e suportes para os cabos tensionadores e elásticos responsáveis pelo movimento de extensão. A parte estrutural foi desenvolvida de modo a comportar a instalação do servo motor o responsável por tensionar os cabos e assim movimentar os dedos da prótese. O servo motor já foi representado acoplado à polia onde serão afixados os cabos.

Os cabos tensionadores, responsáveis por realizar o movimento de flexão da mão, serão redirecionados a um sistema de trem de força, onde o servo motor será responsável de tensionar somente um cabo para o dedo polegar e um cabo para os demais dedos, de forma que a força será distribuída por igual entre os dedos indicador, médio, anular e mínimo.

A Figura 4.5 apresenta uma visão geral do modelo final, onde é possível observar, por meio da transparência da peça que representa o carpo e o metacarpo, algumas peças ocultas em uma primeira análise.

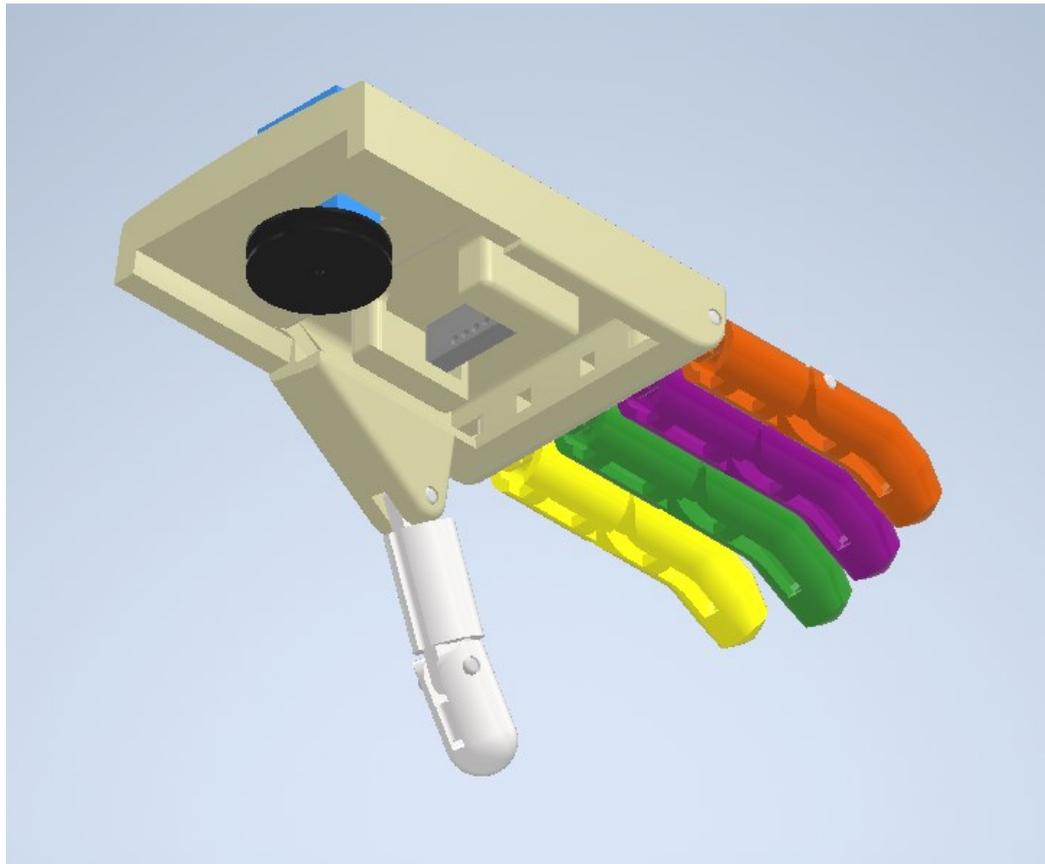
Figura 4.5 - Modelo 3D Final - Vista ISO



Fonte: Autoria Própria

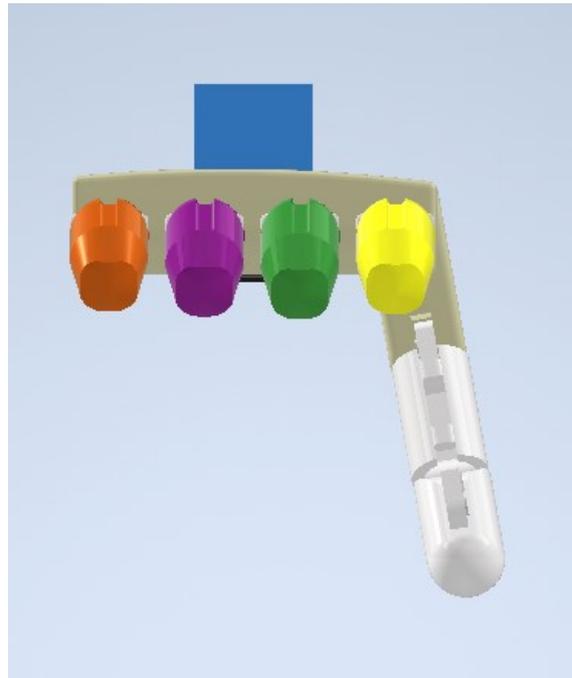
A Figura 4.6 e Figura 4.7 por sua vez, apresentam respectivamente uma vista inferior e frontal da prótese. Na vista inferior o intuito é destacar os canais internos por onde passaram os cabos que serão tensionados, assim como, mostrar os elementos que só são visíveis por baixo, sendo eles a polia e trem de carga, mostrados em preto e cinza respectivamente. Enquanto na vista frontal o objetivo é demonstrar a posição dos dedos da prótese.

Figura 4.6 - Modelo 3D Final - Vista Inferior



Fonte: Autorial Própria

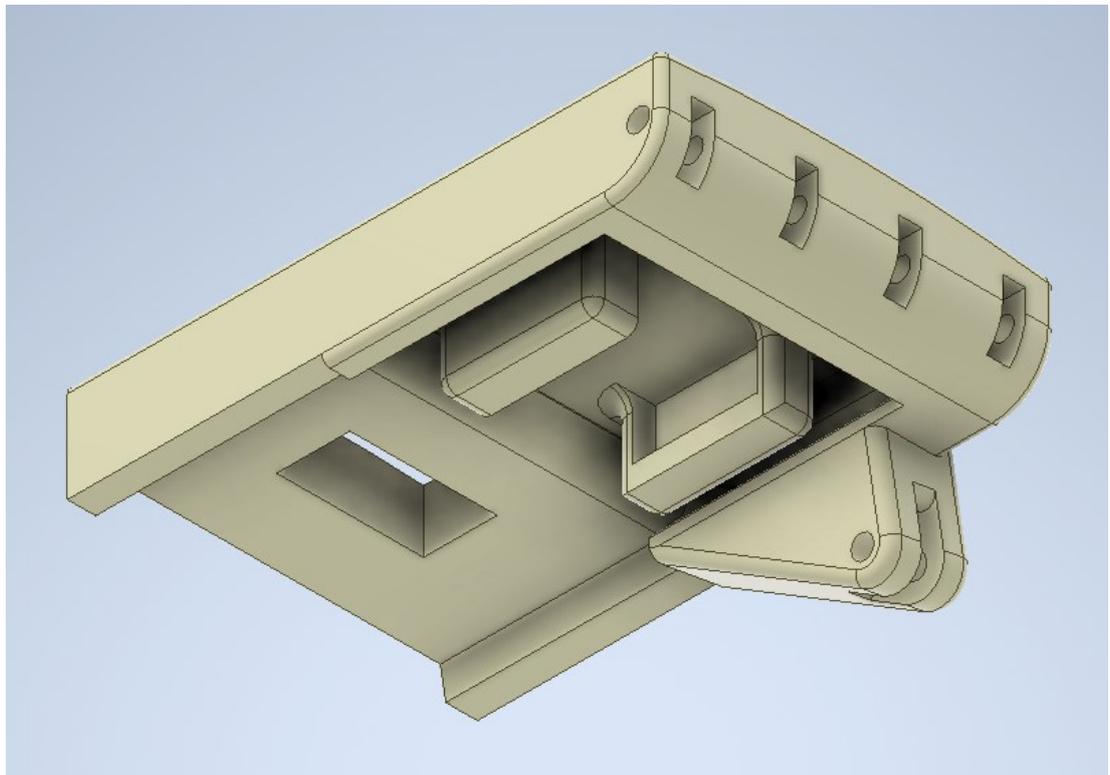
Figura 4.7 - Modelo 3D Final - Vista Frontal



Fonte: Autoria Própria

A Figura 4.8 tem por finalidade mostrar detalhes do carpo e metacarpo da prótese, como os locais onde serão encaixados os dedos e o servo motor, assim como a guia para o trem de força responsável por realizar a tração dos cabos.

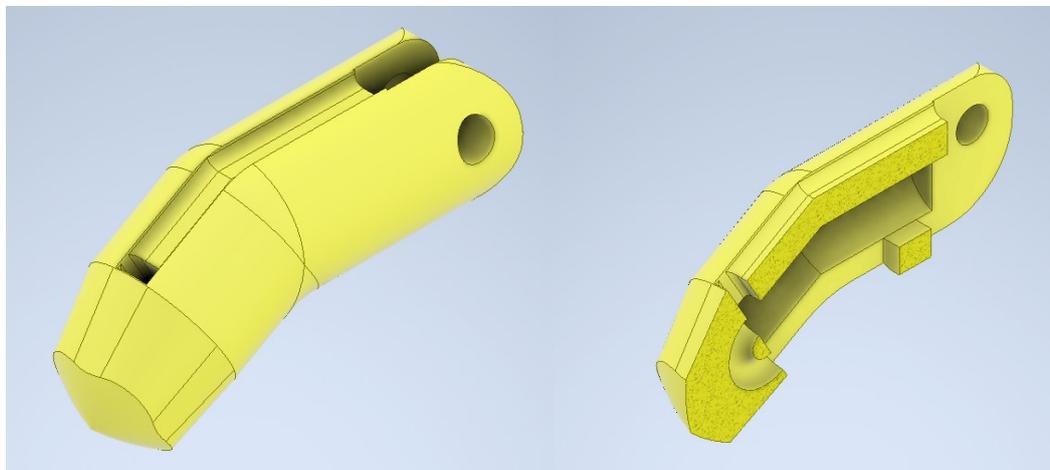
Figura 4.8 - Detalhe - Carpo e Metacarpo



Fonte: Autoria Própria

Por fim, a Figura 4.9 mostra o detalhe em corte da falange medial e distal, onde é possível observar os encaixes para afixação do cabo tensionador e dos elásticos.

Figura 4.9 - Detalhe - Falange Medial e Distal



Fonte: Autoria Própria

4.4 PRODUÇÃO DA PRÓTESE

Visto que um dos fatores que nortearam o desenvolvimento deste trabalho foi o custo das próteses disponíveis no mercado, com o modelo final pronto podemos estimar o custo de fabricação de uma unidade da prótese.

Iniciando este levantamento pela lista de componentes embarcados na prótese descritos na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 - Lista de Componentes

Lista de Componentes (preços em setembro/2024)			
Quantidade	Item	Preço Unit.	Total
1	Servo Motor - MG996R	R\$ 54,90	R\$ 54,90
2	Pino de latão - 4 mm x 100 mm	R\$ 3,20	R\$ 6,40
10 (metros)	Fio de Nylon - 1,20 mm	R\$ 0,20	R\$ 2,00
5 (metros)	Elástico Roliço - 1,00 mm	R\$ 0,25	R\$ 1,25
Total Geral			R\$ 64,55

Fonte: Autoria Própria

Sua escolha foi feita devido força de tração necessária para vencer a resistência dos elásticos e a necessidade de exercer pressão o suficiente para agarrar objetos sem deixá-los cair. Para isso foi adotado um servo que possuía engrenagens de metal e um torque considerável. O

servo motor selecionado foi MG996R. Podemos observar algumas características técnicas deste servo na Tabela 4.2.

Tabela 4.2 – Ficha Técnica – MG996R

Modelo	MG996R
Tensão de alimentação	4,8V ~ 6.6V
Torque	9,4 kg/cm (4,8V) e 11 kg/cm (6V)
Ângulo de Rotação	360 graus
Tipo de Engrenagens	Metal

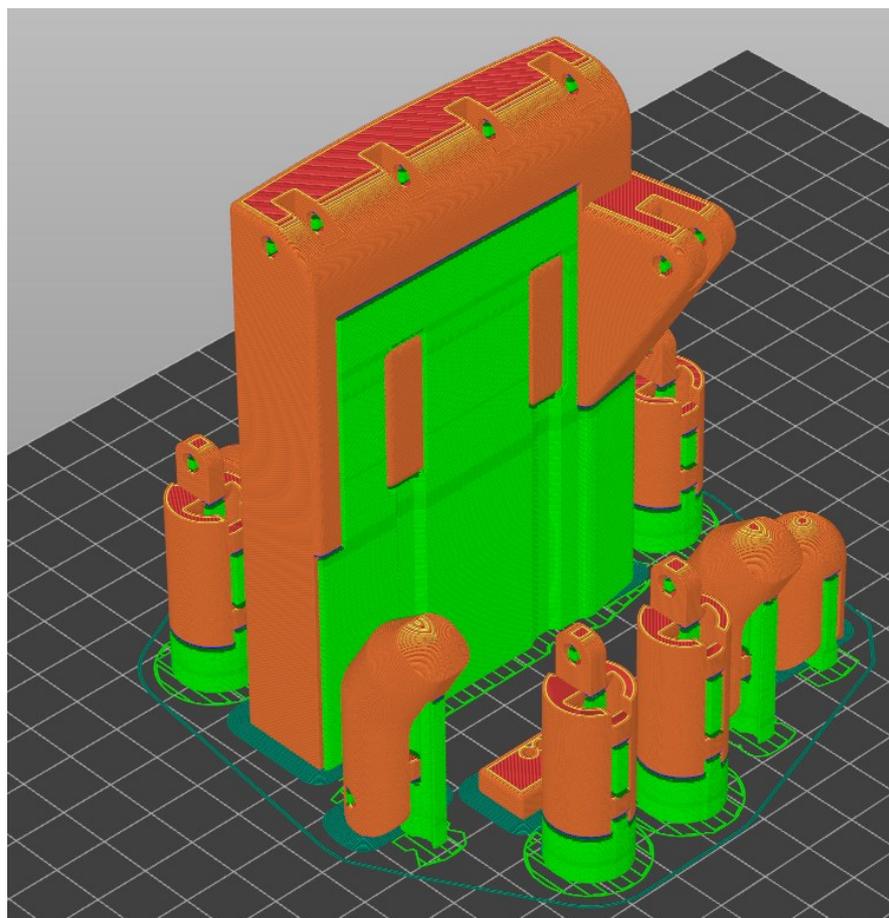
A justificativa para definição do servo motor modelo SF90 se dá por ser um componente barato, de fácil acesso, relativamente compacto e amplamente utilizado.

Por sua vez os pinos de latão foram escolhidos por suas características mecânicas, dentre elas a resistência a oxidação quando comparada com o aço, assim como por seu custo reduzido devido a sua ampla utilização na cutelaria.

Quanto ao processo de fabricação da parte estrutural da prótese, mantém-se o plástico ABS como material de fabricação, do qual se consumirá 0,10882 kg de material no processo de fabricação, incluindo também os suportes gerados. Para a fabricação foi utilizada um centro de manufatura aditiva modelo Core A3V2, que possui uma potência de pico de 1,80 kW e de trabalho de 0,35 kW.

O processo de fatiamento, visto na Figura 4.10 para gerar propriamente o código utilizado na impressão, que impacta tanto no tempo de impressão quanto na qualidade da peça, foi utilizado o *software* Prusa Slicer e os seguintes parâmetros:

- Perímetros: 4 voltas – 2mm;
- Camadas solidas de base: 4 camadas – 0,6mm;
- Camadas solidas de topo: 7 camadas – 1,12mm;
- Tipo de Preenchimento: Hexágono;
- Porcentagem de Preenchimento: 15%.

Figura 4.10 - Prótese Final - Visão no *software* fatiador

Fonte: Autoria Própria

Por sua vez, o prazo para fabricação das peças estimado neste centro de manufatura foi de 13 horas e 3 minutos, onde para fins de estimativa adotaremos o tempo em potência de pico como 1 hora e 3 minutos e as outras 12 horas em potência de trabalho. Isto resultaria em um consumo de 6,09 kWh. Com estes dados podemos definir estes custos de fabricação na Tabela 4.2.

Tabela 4.3 - Custos de Produção - Manufatura Aditiva

Custo de Produção - Manufatura Aditiva			
Quantidade consumida	Item	Preço Base	Total
0,109 kg	Filamento ABS Premium 1.75mm GTMax3D – ECO Plast	R\$ 44,72 / kg	R\$ 4,88
6,09 kWh	Consumo de Eletricidade	R\$ 0,79969 / kWh	R\$ 4,87
Total Geral			R\$ 9,75

Fonte: Autoria Própria

Portanto o custo final de produção deste projeto de prótese é de R\$ 74,30.

Cabe, porém, salientar que neste custo não está incluído o mecanismo de acoplamento da prótese ao braço. Isso deve-se ao fato de que este acoplamento é muito particular de caso para caso, visto que pessoas diferentes exigiriam necessidades diferentes no que se trata desta parte da prótese. Portanto foi adotado que esta parte seria uma variável que deveria ser personalizada de acordo com as necessidades do usuário. Assim, por mais que esta parte impacte diretamente no custo de produção da prótese, não seria possível padronizar e definir um custo geral de produção para este componente.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Em conclusão, o desenvolvimento de um projeto de prótese que se mostre como uma alternativa viável e mais acessível para as opções disponíveis atualmente no mercado apresentou resultados positivos de forma geral. Mesmo que o projeto desenvolvido não tenha sido validado de forma prática com experimentos e testes, seu desenvolvimento se mostrou promissor em alcançar um objetivo final de facilitar o acesso a próteses de mão.

Por mais que durante a validação praticada deste projeto surja a necessidade de atualizar e adequá-lo para as novas necessidades, a diferença econômica é tão significativa que mesmo assim ainda seria possível que o novo projeto ainda seja mais acessível do que os demais produtos oferecidos no mercado.

Portanto, baseado nos resultados obtidos fica clara a possibilidade de aprimorar e desenvolver outras melhorias para este projeto. Algumas das medidas futuras que podem ser desenvolvidas a partir deste estudo são:

- Realizar teste práticos com a prótese, adequando o modelo às necessidades mecânicas para seu pleno funcionamento;
- Desenvolvimento de uma lógica de controle para o acionamento robotizado;
- Adequar o modelo para suportar todos os novos componentes do acionamento robotizado;
- Quando o projeto for concluído e validado, disponibilizar o projeto em meios de divulgação de tecnológico para que pessoas em qualquer lugar do planeta possam replicar o projeto e produzir sua própria prótese.

REFERÊNCIAS

AMERICANAS. **Arduino Uno R3 com Cabo Usb**. Disponível em: <<https://www.amERICANAS.com.br/produto/35691629/arduino-uno-r3-com-cabo-usb>>. Acesso em: 30 nov. 2023.

BEGGS, J. S. **Kinematics**. 1ª ed. [s.l: s.n.].

BIONICSFOR EVERYONE. **Bionic Hand Price List**. Disponível em: <<https://bionicsforeveryone.com/bionic-hand-price-list/>>. Acesso em: 2 set. 2024.

CRAIG, J. J. **Introduction to Robotics - Mechanics and Control**. 3ª ed. [s.l: s.n.].

ELETROGATE. **Mini Motor DC 1.5-3V - RE-140RA**. Disponível em: <<https://www.eletrogate.com/mini-motor-dc-15-3v>>. Acesso em: 30 nov. 2023a.

ELETROGATE. **Micro Servo 9g SG90**. Disponível em: <<https://www.eletrogate.com/micro-servo-9g-sg90-towerpro>>. Acesso em: 30 nov. 2023b.

ELETROGATE. **Motor De Passo + Módulo De Controle (Driver ULN2003)**. Disponível em: <<https://www.eletrogate.com/motor-de-passo-modulo-de-controle-driver-uln2003>>. Acesso em: 30 nov. 2023c.

ELETROGATE. **Módulo WiFi ESP32 DevKitC S1**. Disponível em: <<https://www.eletrogate.com/modulo-wifi-esp32-devkitc-s1>>. Acesso em: 30 nov. 2023d.

GOMES, S. **Aula 16 - Anatomia dos braços mecânicos industriais**. Disponível em: <<https://controleeautomacaoindustrial3.blogspot.com/2014/05/aula-125-anatomia-dos-bracos-mecanicos.html>>. Acesso em: 2 set. 2024.

GRINBERG, F.; GALDO, R. **Brasil tem mais amputados por armas e explosivos do que o Exército dos EUA em 16 anos de guerras**. Disponível em: <<https://oglobo.globo.com/rio/noticia/2023/06/brasil-tem-mais-amputados-por-armas-e-explosivos-do-que-o-exercito-dos-eua-em-16-anos-de-guerras.ghtml>>. Acesso em: 29 nov. 2023.

MORAGAS, V. J. **Qual é a definição de pessoa com deficiência?** Disponível em: <<https://www.tjdft.jus.br/acessibilidade/publicacoes/sementes-da-inclusao/qual-e-a-definicao-de-pessoa-com-deficiencia#:~:text=Pessoa%20com%20defici%C3%Aancia%20%C3%A9%20aquela,condi%C3%A7%C3%B5es%20com%20as%20demais%20pessoas.>>. Acesso em: 29 nov. 2023.

STOKOSA, J. J. **Visão geral das próteses de membros.** [s.l: s.n.]. Disponível em: <<https://www.msmanuals.com/pt-br/profissional/tópicos-especiais/próteses-de-membros/visão-geral-das-próteses-de-membros>>.

TEN KATE, J.; SMIT, G.; BREEDVELD, P. **3D-printed upper limb prostheses: a review. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology** Taylor and Francis Ltd, , 3 abr. 2017.

TOLKIEN, J. R. R. **O Senhor dos Anéis - A Sociedade do Anel.** Rio de Janeiro: Harper Collins Brasil, 2022.

TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. **Princípios de Anatomia e Fisiologia.** 14ª Edição ed. [s.l.] EDITORA GUANABARA KOOGAN LTDA, 2016.

UNICEF. **Declaração Universal dos Direitos Humanos.** Disponível em: <<https://www.unicef.org/brazil/declaracao-universal-dos-direitos-humanos>>. Acesso em: 29 nov. 2023.

VOLPATO, N. **Manufatura aditiva: tecnologias e aplicações da impressão 3D.** [s.l: s.n.].



CÓPIA DO TRABALHO Nº 160/2024 - DELMAX (11.57.05)

(Nº do Protocolo: NÃO PROTOCOLADO)

(Assinado digitalmente em 18/10/2024 10:00)

RENATO MONTANDON DE LIMA
PROFESSOR ENS BASICO TECN TECNOLOGICO
DELMAX (11.57.05)
Matrícula: ###433#3

Visualize o documento original em <https://sig.cefetmg.br/documentos/> informando seu número: **160**, ano: **2024**, tipo:
CÓPIA DO TRABALHO, data de emissão: **18/10/2024** e o código de verificação: **a9ee0802c6**