

CENTRO UNIVERSITÁRIO ASSIS GURGACZ

VINICIUS MATHEUS DA VEIGA

IDEALIZAÇÃO E PROJETO DE PRÓTESE PARA DEDOS

CASCADEL - PR

CENTRO UNIVERSITÁRIO ASSIS GURGACZ

VINICIUS MATHEUS DA VEIGA

IDEALIZAÇÃO E PROJETO DE PRÓTESE PARA DEDOS

Trabalho apresentado na disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso II, do Curso de Engenharia Mecânica, do Centro Universitário Assis Gurgacz, como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica.

Professor Orientador: Rosemar Cristiane Dal Ponte

**CASCADEL - PR
2021**

CENTRO UNIVERSITÁRIO ASSIS GURGACZ

VINICIUS MATHEUS DA VEIGA

Trabalho apresentado na disciplina de Trabalho de Conclusão de curso II, do Curso de Engenharia Mecânica, do Centro Universitário Assis Gurgacz, como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica sob a orientação da Professora Me. Rosemar Cristiane Dal Ponte

BANCA EXAMINADORA

Orientadora Prof^a. Me. Rosemar Cristiane Dal Ponte
Centro Universitário Assis Gurgacz

Professor (a)
Centro Universitário Assis Gurgacz

Professor (a)
Centro Universitário Assis Gurgacz

Cascavel, ____ de novembro de 2021.

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho especialmente ao meu avô Leo Emílio Müller, e também a toda minha família que sempre vem me apoiado no desenvolvimento do projeto.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradeço a toda minha família que me apoiou e me motivou em todo o desenvolvimento do projeto, e não me deixaram abalar, aos amigos que sempre estão por perto para dar ideias e apoiar com a continuação do projeto. Agradecer aos amigos do Discord TCG que deram várias ideias e estiveram presentes no decorrer de todo o desenvolvimento da pesquisa, e sempre ajudaram na descontração.

Quero agradecer em especial a professora Rosemar, que esteve presente em tempo integral no desenvolvimento do projeto, como mestra e orientadora, acompanhou de perto todas as fases de desenvolvimento, sempre dando ideias e apoiando as decisões, além de apresentar iniciativas que outrora nem haviam sido consideradas, e ao professor Sergio Mota, que em suas breves e objetivas aulas de orientação mencionou sobre “fazer um projeto que goste”, o que mudou totalmente os planos de pesquisa, e não trouxe nada de arrependimento.

RESUMO

O Brasil é um país com um alto índice de acidentes de trabalho, e em sua grande parte, onde máquinas estão presentes, resultam em lesões graves ou amputações, e isso é um grande problema que altera drasticamente a qualidade de vida do indivíduo. A mão pode ser definida como “extremidade realizadora” e toda sua estrutura tem uma importância muito grande para desempenhar várias atividades, mas em casos de amputações, as próteses que substituem os dedos possuem um valor de venda muito elevado, e se tornam inacessíveis a grande parte da população. Sendo assim o trabalho visa em idealizar e projetar uma prótese simples, mas funcional em casos de amputação da falange proximal, e sua extensão, até a falange distal, reproduzindo com máxima fidelidade possível o movimento natural de flexão desempenhado pelo dedo. A prótese busca além da movimentação, uma aparência que não cause estranheza ao paciente, e conta com um sistema de funcionamento baseado em três filamentos, dois com propriedades elásticas e um não elástico, que por meio da movimentação do coto do paciente criam tensões e geram a movimentação tanto de flexão para pegar objetos, quanto de extensão para ficar em uma posição fixa de "descanso". No quesito fabricação da prótese, o método escolhido foi a impressão 3D, que é uma manufatura aditiva e vem se popularizado muito, é extremamente abrangente, possui baixo custo de produção e permite que peças com alto nível de complexidade sejam fabricadas com muita precisão. Como finalização do projeto, uma cotação de informações referentes à impressão foi coletada, e várias informações adicionais como tempo de impressão e peso serviram para embasar ainda mais a prótese.

Palavras-chave: Amputações. Dedo. Prótese. Movimento natural. Impressão 3D

ABSTRACT

Brazil is a country with a high rate of work accidents, and for the most part, where machines are present, they result in serious or amputations, and this is a big problem that drastically alters the individual's quality of life. The hand can be defined as "performing end" and its entire structure is very important to perform various activities, but in cases of amputations, the prostheses that replace the fingers have a very high sale value and become inaccessible to a large part of the population. Thus, the work aims to idealize and design a simple but functional prosthesis in cases of amputation of the proximal phalanx, and its extension to the distal phalanx, reproducing the natural flexion movement performed by the finger as faithfully as possible. The prosthesis seeks, in addition to movement, an appearance that does not cause strangeness to the patient, and has a functioning system based on three filaments, two with elastic properties and one non-elastic, which, through the movement of the patient's stump, create tensions and generate the movement of both flexions to pick up objects and extension to stay in a fixed "rest" position. In terms of manufacturing the prosthesis, the method chosen was 3D printing, which is an additive manufacturing and has become very popular, is extremely comprehensive, has a low production cost and allows parts with a high level of complexity to be manufactured with great precision. At the end of the project, a quotation of information regarding the impression was collected, and several additional information such as impression time and weight served to further support the prosthesis.

Keywords: Amputations. Finger. Prosthesis. Natural Movement. 3D Printing.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1: movimentos de abdução e adução	11
FIGURA 2: movimentos de flexão e extensão	12
FIGURA 3: movimento de circundução	12
FIGURA 4: amplitude de movimento dos metacarpos	13
FIGURA 5: movimentos da primeira falange	14
FIGURA 6: movimentos articulação metacarpofalangeana	15
FIGURA 7: movimentos falanges interfalangianas	16
FIGURA 8: funcionamento FCS; FCP; EC	17
FIGURA 9: representação de amputações	19
FIGURA 10: <i>Flex-Foot Cheetah</i>	23
FIGURA 11: dedo estendido	27
FIGURA 12: dedo flexionado	28
FIGURA 13: mão biônica.....	28
FIGURA 14: palma da mão 1.0.....	32
FIGURA 15: eixos de movimentação do molde	32
FIGURA 16: prótese 1.0 explodida	33
FIGURA 17: prótese 1.0 montada.....	33
FIGURA 18: montagem mão 1.0 e prótese 1.0	34
FIGURA 19: teste de colisão máxima prótese 1.0	34
FIGURA 20: molde da mão 2.0 aberta.....	35
FIGURA 21: molde da mão 2.0. fechada	35
FIGURA 22: prótese 2.0 estendida	36
FIGURA 23: prótese 2.0. teste de colisão	37
FIGURA 24: mecanismo de ativação 1.0.....	38
FIGURA 25: mecanismo de ativação 2.0	38
FIGURA 26: mecanismo de ativação 3.0.....	39
FIGURA 27: comparação dos mecanismos de ativação	40
FIGURA 28: nomenclatura de componentes	40
FIGURA 29: base de engaste para filamentos	41
FIGURA 30: base de engaste para filamentos 2.0	42
FIGURA 31: falange proximal da prótese.....	43
FIGURA 32: falange proximal da prótese acoplada ao dedo	43

FIGURA 33: junção da falange média com a proximal	44
FIGURA 34: filamentos aplicados na falange média e proximal.....	45
FIGURA 35: elemento de fixação prótese média e distal	46
FIGURA 36: elemento de fixação prótese média e distal	46
FIGURA 37: terminais na falange distal	47
FIGURA 38: possível erro nos filamentos	47
FIGURA 39: terminais detalhados falange distal.....	48
FIGURA 40: vista explodida da prótese.....	49
FIGURA 41: vista explodida da prótese com a mão	49
FIGURA 42: Sistema de engaste dos filamentos FNE e FE2	50
FIGURA 43: acoplagem da falange proximal	50
FIGURA 44: acoplagem das falanges proximal e média	51
FIGURA 45: movimentação das falanges proximal e média	51
FIGURA 46: funcionamento do FE2	52
FIGURA 47: Engaste do primeiro terminal do FE1.....	52
FIGURA 48: diagrama de funcionamento da prótese	53
FIGURA 49: estado final de movimentação da prótese.....	54
FIGURA 50: diagrama de movimentação completa e correta da prótese	55
FIGURA 51: possível erro devida movimentação do paciente	56
FIGURA 52: simulação de movimentação em comparação com a figura 6.2	57
FIGURA 53: simulação de movimentação em comparação com a figura 6.3	58
FIGURA 54: simulação de movimentação em comparação com a figura 6.4	58
FIGURA 55: simulação de movimentação em comparação com a figura 6.5	59
FIGURA 56: erro de movimentação do ponto D	60
FIGURA 57: grau de liberdade de movimentação da falange média	61
FIGURA 58: grau de liberdade de movimentação da falange distal.....	61
FIGURA 59: impressão FDM	62
FIGURA 60: impressão SLA ou DLP.....	63
FIGURA 61: impressão SLS	63

LISTA DE TABELAS

TABELA 1: dados dos 15 pacientes que sofreram lesões de trabalho associadas aos dedos	21
TABELA 2: métricas adotadas para o dedo base	29
TABELA 3: métricas adotadas para a prótese.....	30
TABELA 4: métricas adotadas para a mão	31
TABELA 5: resumo da cotação da impressão 3D.....	64

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D – Tridimensional

ABNT - Associação Brasileira de Normas Técnicas

CAD - Computer Aided Design (Design auxiliado por computador)

CNC - Controle Numérico Computadorizado ou Comando Numérico Computadorizado

DLP - Digital Light Processing

EC - Extensor comum

EUA - Estados Unidos da América

FCP - Flexor comum profundo

FCS - Flexor comum superficial

FDM – Fused Deposition Modeling

FE1 – Filamento elástico 1

FE2 – Filamento elástico 2

FNE – Filamento não elástico

ISO - International Organization for Standardization (Organização internacional de Normalização)

MPT - Ministério público do trabalho

NBR - Norma Técnica Brasileira

SLA – Stereolithography

SLS - Selective Laser Sintering

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	07
1.1. OBJETIVOS	08
1.1.1 Objetivos gerais	08
1.1.2 Objetivos específicos	08
1.2 JUSTIFICATIVA	09
1.3 CARACTERIZAÇÃO DO PROBLEMA	09
1.4 DELIMITAÇÃO DA PESQUISA.....	10
2.0 REVISÕES BIBLIOGRÁFICAS.....	10
2.1 A MÃO	10
2.1.1 Anatomia e movimentos.....	11
2.1.1.1 Carpo	11
2.1.1.2 Metacarpo	13
2.1.1.3 Falanges	13
2.2 ACIDENTES DE TRABALHO	17
2.2.1 Amputações	18
2.2.2 Reabilitação	19
2.3 PRÓTESES	22
2.3.1 História	22
2.3.2 Avanços	23
2.3.3 Normas técnicas.....	24
2.3.4 Casos e adaptações	25
2.4 MODELAGEM.....	26
3.0 METODOLOGIA.....	27
3.1 CONCEITO	27

3.1.1 Comportamento	27
3.1.2 Semelhanças	28
3.2 MÉTRICAS.....	29
3.3 DESENVOLVIMENTO DO PROJETO.....	31
3.3.1 Molde da mão 1.0	31
3.3.2 Prótese 1.0	32
3.3.3 Molde da mão 2.0	35
3.3.4 Prótese 2.0	36
3.3.5 Mecanismo de funcionamento 1.0.....	37
3.3.6 Mecanismo de funcionamento 2.0.....	38
3.3.7 Mecanismo de funcionamento 3.0.....	39
3.3.8 Engaste da palma	40
3.4 PRODUTO FINAL.....	42
3.4.1 Falange proximal	42
3.4.2 Falange média.....	44
3.4.3 Falange Distal	47
3.4.4 Funcionamento	48
3.4.5 Usabilidade	55
3.4.6 Construção	61
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	65
5.0 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	65
5.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	66
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	67
ANEXOS	72
ANEXO 1 – Cotação de impressão 3D	72

1. INTRODUÇÃO

A mão com o polegar opositor é uma parte do corpo muito característica e importante dos seres humanos, possui 27 ossos que desempenham funções como empurrar, puxar, bater, segurar e carregar, além da possibilidade de fazer gestos para comunicação, como apontar e acenar. A perda dos dedos, por acidentes ou por alterações congênicas trazem a pessoa muita dificuldade para realizar funções do dia a dia. Deformidades que provem do nascimento do indivíduo geralmente estão ligadas a más formações, já em acidentes, a amputação de membros que eram normais, são casos comuns.

Segundo o Artigo 19 da lei 8.213/91 acidente de trabalho é definido por “aquele que ocorre pelo exercício do trabalho a serviço da empresa, provocando lesão corporal ou perturbação funcional que cause a morte ou a perda ou redução, permanente ou temporária, da capacidade para o trabalho”, esses acidentes são uma realidade no Brasil, que é um dos países com o maior índice de imprevistos de trabalho do mundo. Segundo o Observatório Digital de Segurança e Saúde no Trabalho a cada 45 segundos um acidente é registrado por conta de irregularidades no ambiente de trabalho, ou falta de proteção do trabalhador. Em muitos desses casos, principalmente quando máquinas e equipamentos estão envolvidos, amputações tanto dos membros inferiores quanto superiores podem vir a acontecer.

Os primeiros registros de próteses foram encontrados em um poema, do livro mais antigo da cultura hindu, chamado de *Rig Veda*, que foi escrito entre 3500 a 1800 a.C., no poema é mencionada uma rainha guerreira, que perde sua perna na guerra e coloca uma prótese de ferro para voltar ao campo de batalha. Também foram encontradas próteses de dedos em múmias no Egito antigo, datadas de aproximadamente 600 a.C., eram formadas de peças de madeira e tiras de couro formando uma espécie de dobradiça que simulava o movimento dos dedos dos pés. Desde então um grande avanço foi registrado, como a primeira prótese de alumínio, usada pelo aviador André Marcel Desoutter, que perdeu sua perna em um acidente aeronáutico. Sua prótese era 1,5 kg mais leve que suas antecessoras permitindo o aviador seguir carreira. Atualmente existem vários tipos de próteses para todos os membros, feitas com diversos tipos de materiais como plástico e até mesmo feitas em impressoras 3D, o que barateia muito o preço para o consumidor final.

Embora vários modelos de próteses sejam comercializados, a maioria dos fabricantes é estrangeiro, o que torna inviável para grande parte da população por questões de custo, segundo uma pesquisa do Salario.com.br juntamente com dados oficiais do Novo CAGED, eSocial e Empregador Web, um apanhado de 89.407 salários foram cotados, e um resultado

em média salarial de R\$ 1812,66 para operadores de máquinas, sendo que uma prótese de mão inteira realista, de silicone e sem articulação custa aproximadamente 44 mil reais, tornando o produto inacessível para a maioria da população.

Essa pesquisa irá mostrar a idealização e projeto de uma prótese para os dedos, focada na substituição, em caso de amputações, causadas por acidentes de trabalho que cobrem da falange distal até a falange proximal e toda sua extensão, com funcionamento mecânico, para que o usuário possa ter uma maior qualidade de vida, reabilitando a função de pinça da mão e possibilitando uma reentrada no mercado trabalhista para utilizações simples como atender telefones, separar objetos leves e exercer funções com baixa tensão nos dedos, até exercer atividades normalmente no computador por exemplo, além de uma sensação de confiança maior nas relações sociais.

O projeto terá foco principal na acessibilidade, então reunir usabilidade e custo será a chave da pesquisa, materiais baratos e de simples aquisição, mecanismos de ativação simplificados e praticidade no uso serão apresentados.

1.1. OBJETIVOS

1.1.1 Objetivos gerais

O objetivo desse trabalho é a idealização e projeto de uma prótese mecânica e articulada, focada em simplicidade e baixo custo, que substituirá os dedos em caso de amputações da falange distal até a falange proximal.

1.1.2 Objetivos específicos

Os objetivos específicos se dividem em dois, objetivos relacionados ao desenvolvimento da prótese e objetivos relacionados ao uso da prótese. Quando se fala no desenvolvimento da prótese, o primeiro objetivo é compreender os movimentos dos dedos e como são reproduzidos, depois disso a idealização da prótese começa, nela vários pontos merecem ser observados, mecanismos de ativação, mobilidade, resistência, comportamento simulando o uso, escolha do material. Todos esses pontos podem ser considerados análises específicas que devem ser feitas e pontuadas, além de levar em conta o custo, que deve ser o menor possível. Como último objetivo, projetar a prótese em software para melhor visualização do projeto.

Os objetivos relacionados ao uso da prótese têm como base a finalização da mesma. As principais metas de usabilidade são: permitir que o usuário desenvolva atividades cotidianas e que não demonstrem esforço extremo, como usar um computador, ou poder manusear controles com facilidade. Além disso é muito importante que a prótese não traga nenhum malefício no seu uso, então ter um contato confortável com o dedo, retirar todos os cantos vivos e averiguar a usabilidade do projeto final.

1.2. JUSTIFICATIVA

O Brasil é um país com elevado número de casos de amputações ocasionadas por acidentes de trabalho, pesquisas realizadas pelo Observatório Digital de Saúde e Segurança do Trabalho, dizem que a cada 45 segundos uma pessoa sofre um acidente em ambiente profissional, isso é causado devido a várias negligências por parte da empresa. Por esse motivo, amputações dos membros periféricos são muito comuns, causando efeitos psicossociais negativos no indivíduo, além da incapacidade de exercer certas funções devido a limitação de movimentos. Quando o assunto é próteses, existem 2 tipos, estéticas feitas de silicone, onde cada peça custa em média 2.500 R\$ e peças biônicas capazes de reproduzir os movimentos com precisão que chegam a aproximadamente 80.000 R\$, o que torna próteses funcionais extremamente caras e exclusivas. Além disso a dificuldade em se encontrar uma prótese que seja especialmente para dedos é elevada, pois a maioria das empresas optam em desenvolver equipamentos que substituem todos os dedos ou conjuntos ainda maiores, como antebraço e cotovelo, então pessoas ficam perdidas na hora de pesquisar produtos mais específicos e que abrangem um escopo reduzido. Uma prótese funcional e barata com materiais alternativos preenche todas as lacunas presentes no mercado de próteses atual e feita do jeito certo ajuda o paciente a desempenhar atividades cotidianas como usar o celular, computador e utilizar objetos de pequeno porte com exatidão comparável a mão composta por tecido vivo.

1.3 CARACTERIZAÇÃO DO PROBLEMA

Possibilidade de criação de uma prótese mecânica e de baixo custo para dedos, funcional, que substituirá em casos de amputação da falange distal, até a falange proximal, e sua extensão.

1.4 DELIMITAÇÃO DA PESQUISA

As delimitações da pesquisa se dividem basicamente em duas vertentes, limitações de desenvolvimento e limitações de projeto. As delimitações de desenvolvimento voltam-se para áreas externas ao projeto, e se concentram principalmente: falta de pacientes base para a aplicação da proposta, logo todas as métricas utilizadas como base são de um homem adulto. O projeto aborda uma grande margem multidisciplinar, e por isso pequenos erros podem ser cometidos, todo desenvolvimento será externo a um laboratório e sem pretensões de protótipo, e o projeto não foi feito com base em normas técnicas, com uma possível adequação posterior.

Na parte de projeto a prótese limita-se pelos seus próprios objetivos, uma mimetização dos movimentos dos dedos com baixo custo, para isso, elaborar um projeto embasado e cientificamente detalhado com movimentos e utilidades das mãos através de pesquisas e dados de anatomia, posteriormente projetando em software 3D. Como o baixo custo é essencial, limitações atreladas a ele também surgem, um material barato terá mais limitações de projeto, como possibilidade de aplicações de cargas, movimentos, dimensões e capacidade térmica, irá apresentar uma movimentação limitada, mas que não prejudique as ações naturais desempenhadas.

2.0 REVISÕES BIBLIOGRÁFICAS

2.1 A MÃO

Para desenvolver a prótese primeiro um estudo sobre a mão humana deve ser feito, afim de compreender suas funcionalidades e movimentos. A mão do homem é uma ferramenta maravilhosa, capaz de executar inúmeras ações graças a sua principal função, a preensão, também encontrada desde a pinça do caranguejo, até as patas dos símios, mas o que torna a mão humana tão especial é seu polegar, que se opõe a todos os outros dedos. Do ponto de vista fisiológico a mão representa a “*extremidade realizadora*” do membro superior, que permite adotar a posição mais favorável para uma ação determinada (KAPANDJI 2000).

Além disso a mão possui a função de receptor funciona extremamente sensível e preciso, com a percepção tridimensional do espaço proporcionada pelo córtex cerebral a mão se torna educadora da visão, permitindo-lhe controlar e interpretar as informações externas, por isso ela consiste a base desse sentido tão específico que é a estereognosia, conhecimento

de relevo, forma, espessura, em resumo, do espaço. Também é a educadora do cérebro quanto a noções de superfície, peso e temperatura, sendo capaz de reconhecer objetos sem contato visual (KAPANDJI 2000)

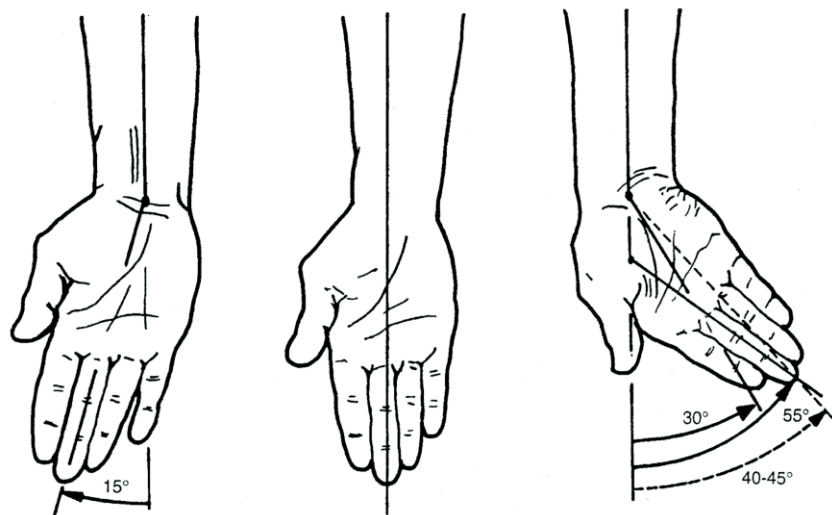
2.1.1 Anatomia e movimentos

A mão é composta por 27 ossos, que podem ser divididos em três grupos: carpo, metacarpo e falanges.

2.1.1.1 Carpo

O carpo também é conhecido como punho e contribui para estabilidade e movimentação da mão, possui os movimentos de abdução-adução e flexão-extensão. Suas amplitudes são determinadas a partir de uma posição de referência, a abdução ou desvio radial não excede os 15° , enquanto a adução ou desvio ulnar é de 45° , quando medido da linha que une o centro do punho com a porção distal do terceiro dedo, como mostrado na figura 1.

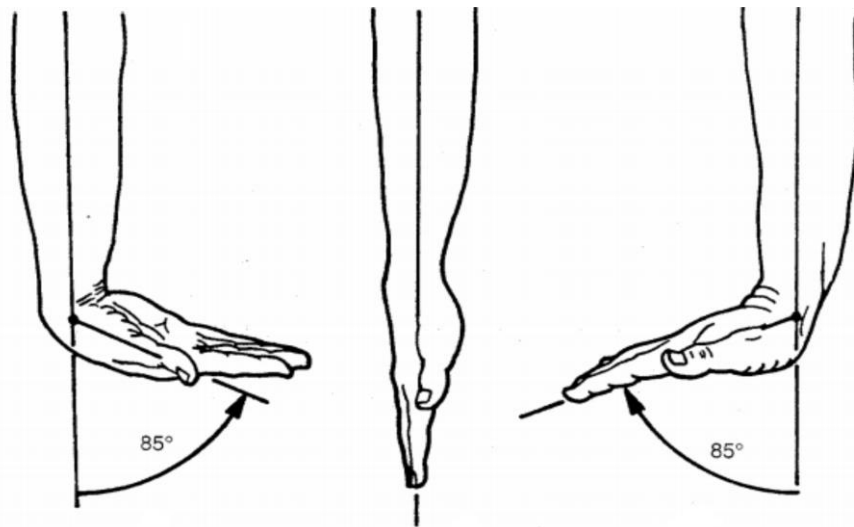
Figura 1: movimentos de abdução e adução



Fonte: adaptado de Kapandji (2000)

Os movimentos de flexão e extensão apresentam amplitude de 85° , sua diferenciação é nos sentidos, na flexão a mão é deslocada no sentido de sua palma, já na extensão a mão é deslocada em sentido de sua superfície dorsal, como mostrado na figura 2.

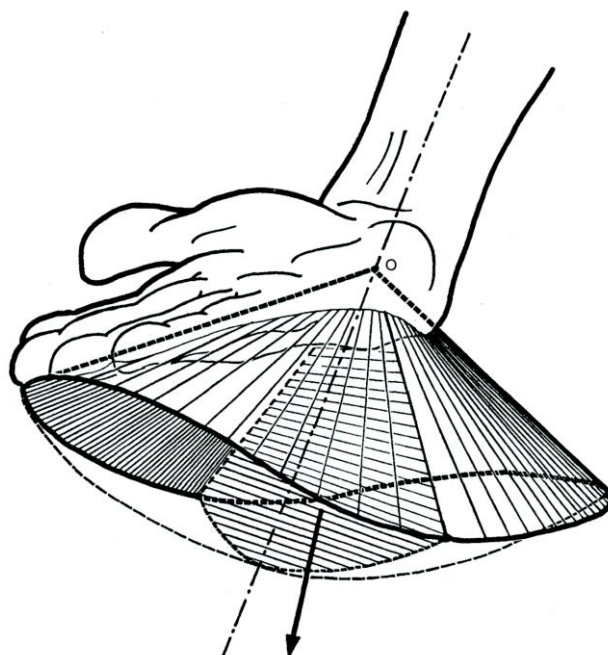
Figura 2: movimentos de flexão e extensão



Fonte: adaptado de Kapandji (2000)

Os movimentos de flexão, extensão, adução e abdução produzem o movimento de circundução, que em sua máxima amplitude descreve uma superfície cônica no espaço, chamada de cone de circundução mostrado na figura 3. Esse cone apresenta um vértice que se localiza no centro do punho, a trajetória é marcada pelo dedo médio durante a execução do movimento, nota-se que o cone não é regular, isso se dá pela diferente amplitude dos movimentos de abdução e adução.

Figura 3: movimento de circundução

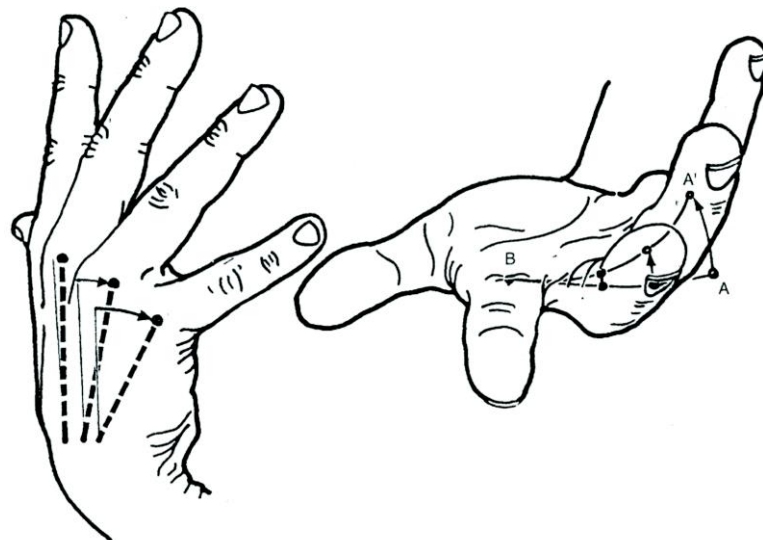


Fonte: adaptado de Kapandji (2000)

2.1.1.2 Metacarpo

O metacarpo se divide em cinco ossos I, II, III, IV, V, nomeados a partir do polegar. Para facilitar cada metacarpo será associado ao nome do dedo ao qual faz parte. São ossos com relativamente pequeno grau de liberdade, onde o II e III, dos dedos indicador e médio, praticamente não se movem, IIV e V dos dedos anelar e mínimo apresentam escassa amplitude, mostrado na parte esquerda da figura 4, mas realizam o movimento de flexão, se deslocando não somente para frente, mas também um pouco para fora, onde o metacarpo do dedo mínimo vai de A até A', o que serve para formação da concha palmar, mostrada na figura 4.

Figura 4: amplitude de movimento dos metacarpos



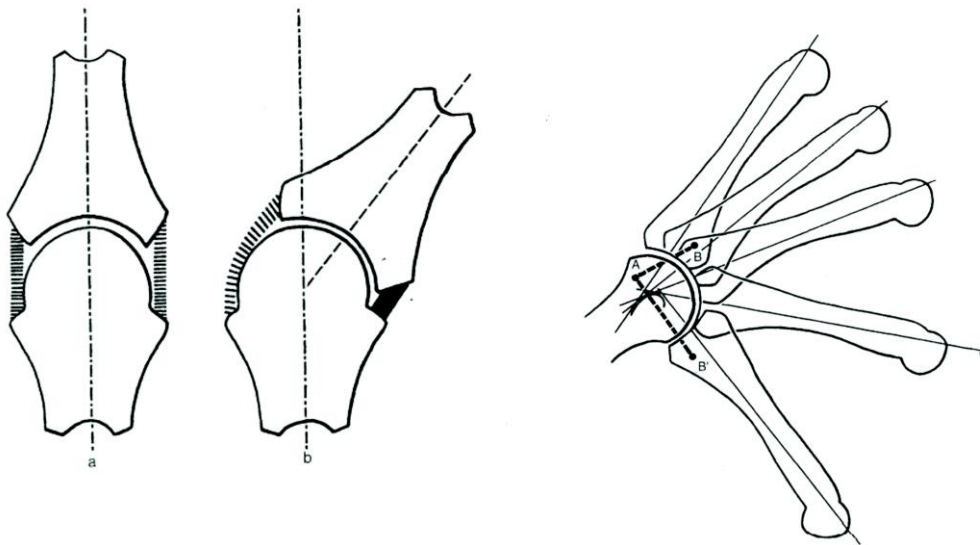
Fonte: adaptado de Kapandji (2000)

2.1.1.3 Falanges

A primeira falange é a proximal, e apresenta a articulação metacarpofalangeana, formada pela junção da extremidade distal do terceiro metacarpiano e a extremidade proximal da falange proximal e possui dois graus de liberdade flexão-extensão no plano sagital em torno do eixo transversal yy' e o desvio lateral, no plano frontal, em torno do eixo anteroposterior xx' (KAPANDJI 2000)

O movimento dos ligamentos pode ser também observado na figura 5, onde em “a” tem-se a extensão do dedo, a distensão dos ligamentos laterais permite os movimentos de lateralidade e “b” tem-se a flexão do dedo, mostrando um ligamento tenso enquanto o outro se distende, promovendo o movimento BB’. (KAPANDJI 2000)

Figura 5: movimentos da primeira falange



Fonte: adaptado de Kapandji (2000)

A amplitude de flexão é aproximadamente de 90° (figura 6-1) e aumenta progressivamente até o quinto dedo, mas a flexão isolada de um dedo é limitada pela tensão do ligamento palmar, a amplitude de extensão ativa, varia de 30° a 40° (figura 6-2) enquanto a extensão passiva em indivíduos com grande lassidão ligamentar pode chegar a quase 90° (figura 6-3). Com a exceção do polegar, o dedo indicador possui a maior amplitude de movimento em direção lateral, se tornando o dedo com movimentação mais privilegiada dentre os restantes (figura 6-4). Combinando movimentos de abdução, adução, extensão e flexão o indicador também pode realizar movimentos de circundução semelhantes ao punho e igualmente limitado pelo cone de circundução (ACBD) (figura 6-5), contudo as articulações metacarpofalangeanas não possuem o terceiro grau de liberdade, ou seja, não possuem rotação longitudinal ativa

Figura 6: movimentos articulação metacarpofalangeana

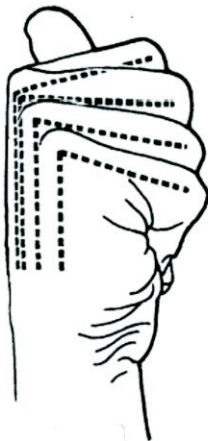


Fig. 6-1

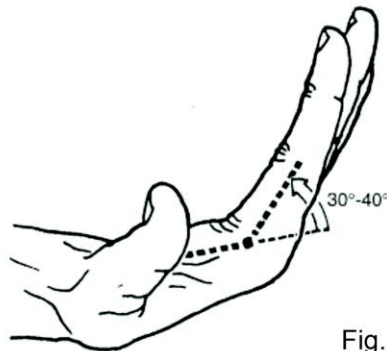


Fig. 6-2

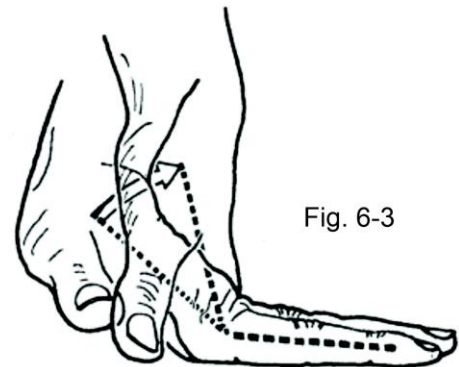


Fig. 6-3

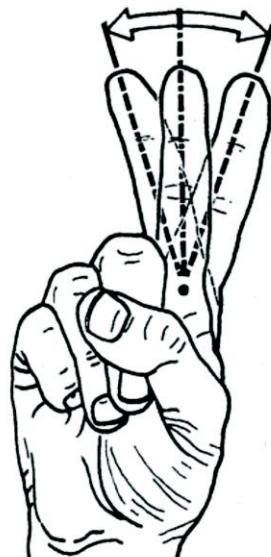


Fig. 6-4

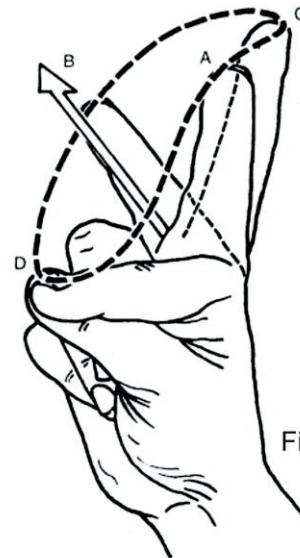


Fig. 6-5

Fonte: adaptado de Kapandji (2000)

As próximas são as falanges mediais e distais, que apresentam as articulações interfalangeanas e possuem apenas um grau de liberdade, a ponta da falange possui formato de polia e eixo único. A amplitude de flexão nas articulações das falanges proximais pode ultrapassar 90° formando entre si um ângulo agudo, e igualmente as ligações metacarpofalangeanas o ângulo de flexão aumenta progressivamente do segundo ao quinto dedo (figura 7-1)

Nas falanges distais o ângulo de flexão é levemente inferior a 90° e também aumenta sua amplitude do segundo ao quarto dedo, atingindo 90° no dedo mínimo (figura 7-2)

Figura 7: movimentos falanges interfalangianas

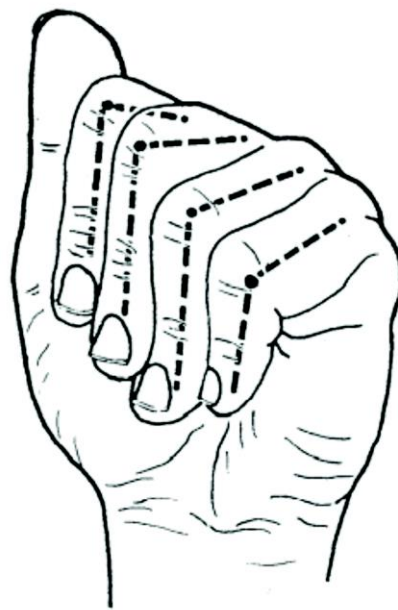


Fig. 7-1



Fig. 7-2

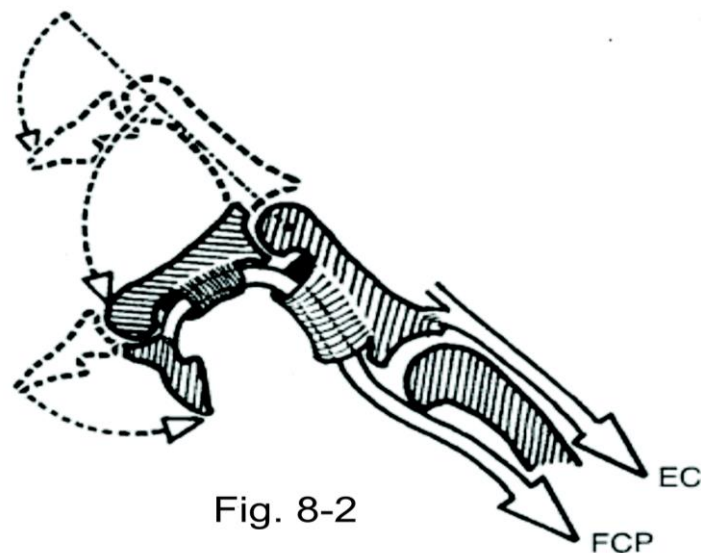
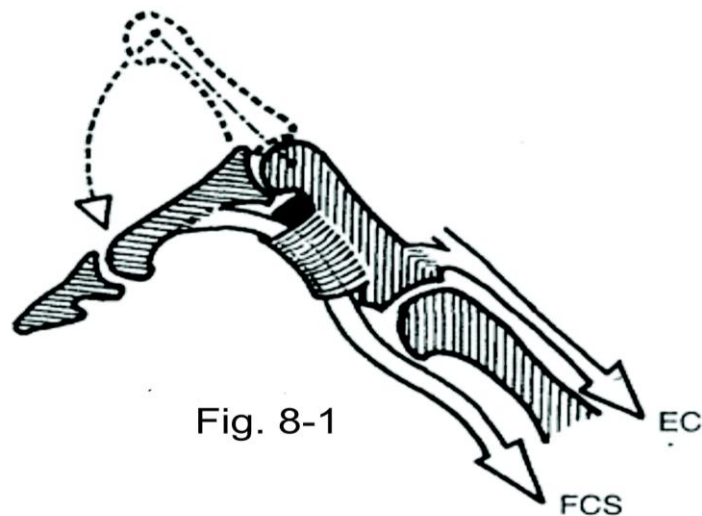
Fonte: adaptado de Kapandji (2000)

O movimento dos dedos se dá pela ação dos músculos e tendões dos mesmos, suas configurações são extremamente complexas e detalhadas, porém o movimento dos dedos pode ser resumido em três tendões principais, o profundo, superficial e extensor comum. Em uma simplificação, o tendão que termina na segunda falange se torna o flexor comum superficial, e o tendão que termina na terceira falange se torna o flexor comum profundo. Juntamente com o extensor comum (EC), um tendão que se estende do pulso até a superfície dorsal da primeira falange, esse conjunto de tendões possibilita a movimentação das falanges.

O flexor comum superficial (FCS), demonstrado na figura 8-1, priva sua ação sobre a segunda e levemente a primeira falange, sua eficácia máxima se dá quando a primeira falange está estendida pela contração do extensor comum.

O flexor comum profundo (FCP), demonstrado na figura 8-2, é inserido na base da terceira falange, e antes de tudo atua como flexor da mesma. Essa extensão é associada com a extensão da segunda falange, pela ausência de extensor seletivo, que é capaz de realizar a oposição a flexão da terceira falange, então para explorar toda força do flexor profundo, deve-se manter manualmente a segunda falange em extensão.

Figura 8 – funcionamento FCS; FCP; EC



Fonte: adaptado Kapandji (2000)

2.2 ACIDENTES DE TRABALHO

O acidente de trabalho no Brasil é definido pela lei nº8.213, artigo 19 de 24 de julho de 1991:

Acidente do trabalho é o que ocorre pelo exercício do trabalho a serviço da empresa ou pelo exercício do trabalho dos segurados referidos no inciso VII do art. 11 desta Lei, provocando lesão corporal ou perturbação funcional que cause a morte ou a perda ou redução, permanente ou temporária, da capacidade para o trabalho. (BRASIL, 1991, Art. 19)

Uma informação divulgada pelo MPT (Ministério Público do trabalho) juntamente com o Observatório Digital de Saúde e segurança do trabalho em 2019 informa que “de 2012 a 2018, máquinas e equipamentos provocaram 528.473 acidentes de trabalho, tendo como consequência 2.058 mortes acidentárias notificadas e 25.760 amputações ou enucleações” e também que “máquinas e equipamentos se tornaram o principal agente causador de acidentes de trabalho, ocupando 15,19% dos registros feitos no período” por conta da periculosidade gerada pelas máquinas , seus operadores são os mais expostos a acidentes com potencial amputações de membros, Leonardo Osório Mendonça, coordenador nacional de Defesa do meio Ambiente de trabalho do MPT reforça essa informação dizendo “O total de mortes causadas por esse grupo (máquinas e equipamentos) é três vezes maior e, de amputações, chega a ser de 15 vezes mais, do que a média das demais causas”.

Dados retirados do mesmo período de pesquisa (2012 a 2018) mostram que afastamentos acidentários custaram R\$ 732 milhões a previdência social, onde o montante voltado para acidentes que geraram amputações foi de R\$ 191 milhões, sendo que R\$ 131 milhões gastos tem origem de amputações geradas por máquinas, correspondendo a 69% do total das despesas (MPT 2019)

2.2.1 Amputações

As amputações podem ser caracterizadas de várias formas, para se escolher o nível de uma amputação, em geral, o objetivo é de preservar o máximo comprimento do membro possível, escolhendo um nível que apresentará boa cicatrização, adequada cobertura de pele e sensibilidade preservada. As amputações dos membros superiores são divididas em seis níveis, baseados na região onde a amputação deve ocorrer, e são eles: desarticulação do ombro, transumeral, desarticulação do cotovelo, transradial, desarticulação do punho e a transcaspiana (MINISTÉRIO DA SAÚDE 2013).

Figura 9: representação de amputações



Fonte: Ortopedia Americana (2021)

2.2.2 Reabilitação

Amputações são sempre traumáticas, mesmo com lesões físicas pequenas em certos casos, traumas psicológicos podem tornar a reabilitação muito volátil, então não existe uma forma exata de determinar o tempo de recuperação de um paciente. Vários fatores são determinantes para o início da reabilitação, um tratamento psicológico voltado a aceitação do paciente deve ser feito, seguido de acompanhamento de um fisioterapeuta, indicando exercícios de fortalecimento muscular, tanto antes quanto depois de uma possível protetização (ORTOPEDIA AMERICANA 2021).

Um estudo feito por Angela Paula Simonelli investigou o retorno ao trabalho de 15 indivíduos que tiveram diferentes quadros que se encaixam na amputação de dedos, geradas por acidentes de trabalho. A amostra conta com 12 indivíduos do sexo masculino e três do sexo feminino, apresentando idades entre 26 a 67 anos, com faixa etária predominante entre 26 a 46 anos, ou seja, economicamente ativa. A pesquisa mostra uma tabela de dados sociodemográficos, grau e mecanismo de lesão, afastamento e retorno ao trabalho e limitações de uso da mão pela população de estudo. Vale ressaltar que os resultados obtidos relacionados

as dificuldades para exercer a função, foram obtidos depois de seis meses, a partir do tempo que o operador voltou a exercer sua função (SIMONELLI AP 2016).

Caso	Lesão (grau)	Gênero	Faixa etária	Função exercita no trabalho	Mecanismo de lesão (acidente)	Tempo de afastamento (do acidente até retorno)	Função realizada no retorno	Dificuldades para exercer a função
1	Polpa digital do 1º dedo	Fem.	50	Auxiliar de produção	Esmagamento por prensa	15 dias	Mesma função	Não informou
2	Falange média 5º dedo	Masc.	31	Encarregado de manutenção	Serra circular	1 mês	Mesma função	Carregar e manusear objetos pequenos
3	3º e 4º dedos (nível distal)	Masc.	26	Pedreiro	Esmagamento por retroescavadeira	6 meses	Mesma função	Sem limitações
4	1º dedo (amputação completa)	Masc.	31	Auxiliar de produção	Esmagamento por prensa	4 meses	Mesma função	Pegar e encaixar objetos pequenos
5	1º dedo (amputação completa)	Masc.	46	Metalúrgico	Esmagamento por prensa	3 meses	Mesma função (solicitação própria)	Segurar e manusear objetos pequenos e carregar objetos pesados
6	2º e 3º dedos (falange média) e 4º dedo (polpa digital)	Masc.	32	Auxiliar de produção	Serra circular	9 meses	Mesma função	Carregar objetos pesados e manipular objetos pequenos
7	2º dedo (amputação completa)	Masc.	26	Auxiliar de produção	Serra circular	1 ano	Mesma função	Pegar pequenos objetos pequenos
8	2º e 3º dedos (falange distal)	Masc.	33	Auxiliar de produção	Esmagamento por prensa	4 meses	Mesma função	Sem limitações
9	2º dedo (interfalangiana distal)	Masc.	36	Encarregado de estoque	Máquina de borracha	1 mês	Mesma função	Sem limitações
10	5º dedo (falange distal)	Fem.	44	Vendedora autônoma	Bomba pneumática	3 meses	Mesma função	Não informou
11	3º dedo (polpa digital)	Masc.	56	Pintor de obras	Esmagamento por correia	3,5 meses	Mesma função	Sem limitações
12	2º dedo (nível interfalangiana distal)	Masc.	26	Operador de máquina	Serra circular	4 meses	Mesma função	Sem limitações
13	2º dedo (nível interfalangiana distal)	Masc.	57	Soldador	Esmagamento por eixo de ônibus	6 meses	Mesma função	Sem limitações
14	1º dedo (amputação completa)	Masc.	60	Eletricista	Bomba Pneumática	1 ano	Mesma função	Segurar e manusear fios, parafusos
15	2º dedo (nível interfalangiana distal)	Fem.	67	Coletor de lixo	Esmagamento por Container	4 meses	Mesma função	Carregar objetos pesados

Tabela 1: dados dos 15 pacientes que sofreram lesões de trabalho associadas aos dedos

Fonte: adaptado de SIMONELLI AP 2016

Como pode-se ver, mesmo com o alto índice de retorno, que pode estar associado a faixa etária jovem dos indivíduos da pesquisa, verificou-se que apenas um sujeito da amostra teve sua atividade modificada, sendo colocado em outra função. Vale citar que a pesquisa não levou em conta o nível de escolaridade, que pode ser característica relevante na seleção para trabalhos com altas cargas (SIMONELLI AP 2016)

Também se observa que mais da metade dos cidadãos apresentaram queixar quanto as limitações pós amputação, trabalhando na mesma área de quando sofreram o acidente, dificuldades para segurar e manusear objetos pequenos ou pesados em geral, isso pode causar uma queda de desempenho e frustrações para as pessoas. O estudo não se aprofundou no grau de dificuldade dos pacientes, porém, todos já haviam retomado suas atividades a pelo menos seis meses (SIMONELLI AP 2016)

2.3 PRÓTESES

A definição de prótese por Gustavo Silveira Machado, consultor legislativo da Área XVI, da Saúde Pública e Sanitarismo “dispositivo permanente ou transitório que substitui total ou parcialmente um membro, órgão ou tecido. Do grego pró (“na frente”, “diante de”) ou prós (“junto a”, “sobre”, “próximo”) mais thésis (“colocar”, “acrescentar”)” (MACHADO GS 2015).

2.3.1 História

Os primeiros registros de próteses foram encontrados entre 3500 e 1800 a.C, retiradas de um livro hindu, denominado Rig Veda, no mesmo é menciona a história de uma rainha guerreira, que perde a perna em meio a guerra, e usa uma prótese de ferro para o campo de batalha, também foram descobertas próteses em múmias do Egito antigo, datadas de 600 a.C, eram feitas de madeira e tinham funcionalidade simples, seu foco era substituir o dedão do pé. (BRASKEM 2021)

A criação da primeira prótese transtibial sem travas se deve a Pieter Verduryn, um cirurgião holandês, a prótese tinha funcionalidade e era moderna pra época, possuía uma espécie de espartilho que era ligado ao coto, era formada por dobradiças externas de couro, que serviam para sustentar o peso do indivíduo. As primeiras próteses feitas de alumínio foram criadas em 1912, por Marcel Desoutter, um famoso aviador inglês, sua prótese pesava um quilo e meio a menos que as concorrentes. Em 1937 na Alemanha os primeiros polímeros

começaram a ser aplicados em próteses, a descoberta do material é creditada a Otto Bayer. O próximo grande salto foi na década de 1980, onde os *liners* de silicone foram a solução de problemas como conforto, sustentação, segurança, rigidez e custo. Uma importantíssima prótese, foi a que simulava uma pata de guepardo, feita de fibra de carbono, idealizada por Van Philips, criador da *Flex-Foot*. O modelo “*Flex-Foot Cheetah*” é utilizado pelo velocista Oscar Pistorius, e chegou a ser considerada mais eficiente que o pé humano nas olimpíadas de Pequim, isso se dá pelo seu material, com alta flexibilidade e poderosa absorção de energia (BRASKEM 2021)

Figura 10: *Flex-Foot Cheetah*



Fonte Össur Sport Solutions (2021)

2.3.2 Avanços

Em questão de avanços, as próteses biônicas são as que mais se destacam, dispositivos de última geração que funcionam através de sensores que são conectados ao corpo, afim de proporcionar maior mobilidade e naturalidade ao paciente, não possui as limitações das próteses mecânicas, que são projetadas para movimentos simples, como abrir e fechar a mão, as próteses biônicas conseguem mimetizar movimentos naturais do corpo, como pintar. (BIONICENTER 2020)

Na Suíça, cientistas anunciaram o desenvolvimento de uma prótese que é capaz de captar transições enviadas pelo cérebro, o equipamento traduz o comando e responde mais

rápido que mão humana. Além disso um algoritmo *machine learning* foi desenvolvido para decodificar os impulsos neuromusculares enviados pelo cérebro, fazendo a prótese basicamente “interpretar e aprender” os movimentos para os tornar mais naturais (TECMUNDO 2019)

Nos EUA, cientistas conseguiram recuperar a sensação de tato em pacientes amputados, por meio de próteses biônicas, que eram dotadas de eletrodos que faziam a neurotransmissão entre o braço e o cérebro. O paciente Igor Spetic conseguiu distinguir uma bola de algodão a tocando com os olhos fechados. (HISTORY BRASIL)

Com o avanço da indústria 4.0, que vem transformando, revolucionando empresas e se torna cada vez mais acessível para população, a impressão de peças 3D tende a se tornar habitual, e atualmente já implica em uma área muito abrangente, que tende a expandir mais ainda, então não é exagero pensar que daqui a 10 anos, adquirir uma peça que foi impressa será algo corriqueiro. Em um mundo ideal, seria possível entrar em um site onde todos os tipos de próteses 3D são vendidas, um formulário com uma série de métricas como tamanho, materiais, com explicações de cada um, customizações, mecanismos de funcionamento e valores distintos seria respondido e em poucos dias sua prótese totalmente única chegaria diretamente na sua residência, ou poderia ser enviado para ser impressa em sua própria impressora 3D.

2.3.3 Normas técnicas

Como todo projeto de engenharia, existem normas técnicas que regem as próteses. A definição internacional de norma é “documento estabelecido por consenso e aprovado por um organismo reconhecido, que fornece, para uso comum e repetitivo, regras, diretrizes ou características para atividades ou seus resultados, visando à obtenção de um grau ótimo de ordenação em um dado contexto”, ou seja, as normas influenciam vários setores, como economia, qualidade, segurança, produtos e serviços. A certificação é um processo em que uma entidade independente avalia um produto e averigua se o mesmo atende as normas técnicas, a avaliação em vários fatores, como processo produtivo, coleta e ensaios de amostras e auditorias. A certificação é disponibilizada para qualquer empresa, nacional ou estrangeira, basta a garantia de que o processo produtivo é controlado e que os produtos são fabricados em conformidade com as normas. (ABNT 2021)

A própria ABNT mostra os principais benefícios da certificação, e são eles: comprometimento com a qualidade, gerenciamento que permite medir a melhoria contínua,

assegurar eficiência e eficácia do produto, introdução de novos produtos e marcas, redução de perdas no processo produtivo, diminuição de avaliações ruins por parte dos clientes, melhor imagem da organização e seus produtos, segurança de que o produto, serviço ou sistema atende as normas e tornar a organização altamente competitiva.

Tratando especificadamente das próteses, as normas técnicas relacionadas são: ABNT NBR 14431:2000, Próteses e órteses – Requisitos gerais para marcação, embalagem e rotulagem de componentes; ABNT NBR ISO 13405-1:1999, Próteses e órteses – Classificação e descrição de componentes para próteses, parte 1: Classificação de componentes para próteses; ABNT NBR ISO 13405-2:1999, Próteses e órteses – Classificação e descrição de componentes para próteses, parte 2: Classificação de componentes para próteses de membro inferior; ABNT NBR ISO 13405-3:1999, Próteses e órteses – Classificação e descrição de componentes para próteses, parte 3: Classificação de componentes para próteses de membro superior; ABNT NBR ISO 8549-1:1999, Próteses e órteses – Vocabulário, parte 1: Termos gerais para próteses externas de membros e órteses externas; ABNT NBR ISO 8549-2:1999, Próteses e órteses – Vocabulário, parte 2: Termos relativos a próteses externas de membros e aos usuários destas próteses; ABNT NBR ISO 8549-3:1999, Próteses e órteses – Vocabulário, parte 3: Termos relativos a órteses externas (ABNT 2021)

2.3.4 Casos e adaptações

Como a prótese tem aplicação direta em seres humanos, muitas variáveis devem ser levadas em conta, como tamanho dos dedos, idade do paciente, grau de amputação e etc. Logo o produto final deve ser altamente adaptável, o encaixe da falange proximal deve ser projetado singularmente para atender as diversas demandas. Casos de acidentes de trabalho podem ser os mais frequentes, mas não são os únicos que se enquadram na necessidade de uma prótese.

Estão entre as causas mais comuns de amputações: vasculopatias periféricas, que é basicamente a obstrução de artéria devido ao acúmulo de gordura, traumas, tumores, infecções, quadros congênitos e iatrogênicos, e todos são cabíveis ao uso de próteses (BOA SAÚDE 2021)

Um caso desencadeado pelo COVID-19 também gerou uma amputação, uma idosa italiana de 86 anos sem manifestações clínicas da doença precisou amputar o segundo, quarto e quinto dedos da mão direita, a paciente teve gangrena seca, que se trata do bloqueio da

circulação de sangue, que ocorreu pela alto potencial coagulante do novo coronavírus (Sars-CoV-2). (EUROPEAN JOURNAL OF VASCULAR AND ENDOVASCULAR SURGERY 2020)

Infelizmente também existem casos onde as próteses não apresentam tanto efeito positivo, um estudo feito por Carla Afonso, “Amputações e Malformações Congénitas do Membro Superior na População Pediátrica” apresentou uma população de crianças com malformações congênitas, onde para maior parte, próteses foram prescritas, mas grande parcela raramente as usava. Já na população com amputação adquirida, a maioria fazia uso da prótese grande parte do tempo, isso se deve ao problema adaptativo das crianças com malformações, por isso as mesmas precisam de mais apoio familiar e maior tempo e incentivo para assimilação do uso da prótese (AFONSO C. 2009)

2.4 MODELAGEM

Para fazer uma modelagem 3D, é essencial o uso da ferramenta CAD (Computer Aided Design), com isso pode-se ter uma ideia muito grande de como ficará o projeto e também várias alternativas de fabricação, como impressão 3D e usinagem, surgem, podendo criar uma forma física idêntica a digital, além de possibilitar simulações de resistência, força e temperatura por exemplo.

O primeiro software foi desenvolvido por Patrick Hantarry, e ficou conhecido como primeiro sistema comercial de controle numérico, ou CNC, três anos depois, em 1960, surgiu o primeiro software para computadores, o Skatchpad, desenvolvido por Ivan Sutherland, e depois disso diversos pesquisadores e programadores lançaram diferentes versões de CAD, até os dias atuais (WISHBOX TECHNOLOGIES 2021).

Um dos programas mais utilizados em todo mundo é o SolidWorks, criado pela SolidWorks Corporation em 1995, empresa que foi comprada pela Dassault Systèmes S.A em 1997. O software é usado na criação de peças tridimensionais, isso dá mais visibilidade técnica para o projeto que está sendo desenvolvido. O programa também conta com várias possibilidades de simulação, que embasam o produto final, possibilitando alterações e melhorias. Por isso o desenvolvimento do projeto é de grande importância, o software aliado de um bom profissional, pode determinar pontos cruciais no produto, como um estudo completo sobre a usabilidade, suas vantagens e desvantagens, antes mesmo de um possível protótipo.

3.0 METODOLOGIA

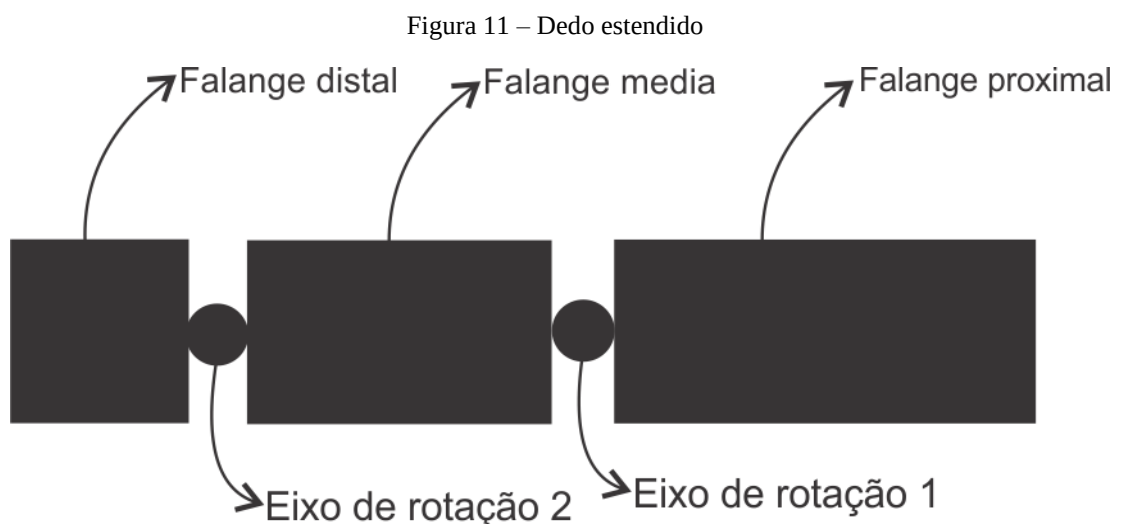
A metodologia começa após a compreensão dos objetivos, e a partir do conceito teórico apresentado, que foi utilizado para embasar e nortear o projeto. Contudo, existem poucas informações consolidadas acerca do assunto, visto que é uma pesquisa bastante específica, mas não significa que tenha baixa relevância, então o projeto teve um alto nível exploratório e é volátil a mudanças. O projeto foi desenvolvido em Solidworks.

3.1 CONCEITO

Para começar o projeto, dois conceitos básicos foram adotados como alicerce, a prótese, deve se comportar como um dedo, e também parecer como um dedo. Destrinchando estes conceitos, o projeto começa a adotar algumas métricas.

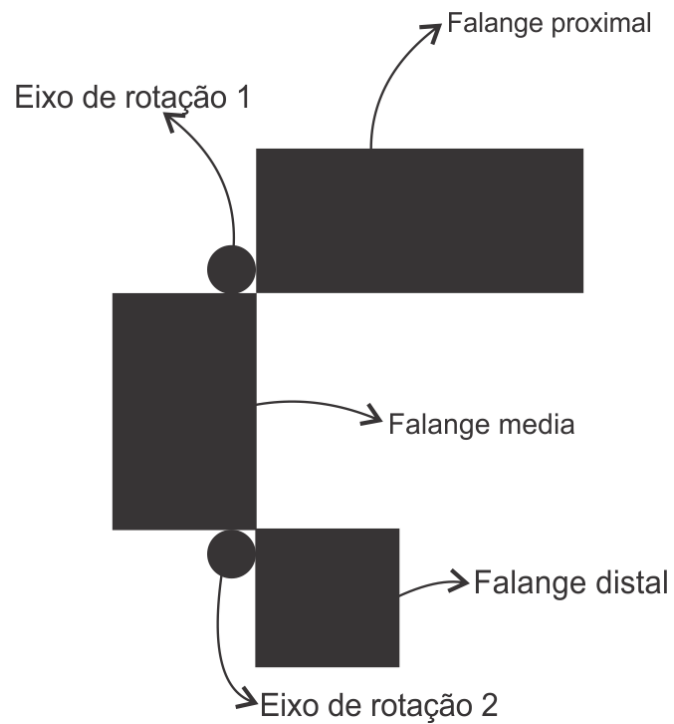
3.1.1 Comportamento

O comportamento de um dedo, quando analisado singularmente, é extremamente simples, o conjunto é formado por três seções, ligadas por eixos, que permitem movimentação vertical restrita, que pode ser resumida nas figuras 11 e 12:



Fonte: Autor (2021)

Figura 12 – Dedo flexionado



Fonte: Autor (2021)

3.1.2 – Semelhanças

Quando se fala em se “parecer” com um dedo, o formato do projeto deve ser levado em conta, então o produto final deve apresentar corpos em formatos cilíndricos, e com dimensões adequadas que respeitam a equivalência com os outros dedos. Isso além de vantagens de usabilidade traz maior confiança para o paciente que usará a prótese.

Figura 13: mão biônica



Fonte: Ottobock

3.2 MÉTRICAS

Para uma prótese, todas as métricas devem ser adotadas, baseando-se no paciente, como nenhum foi usado, todas as cotas baseiam-se em medições realizadas.

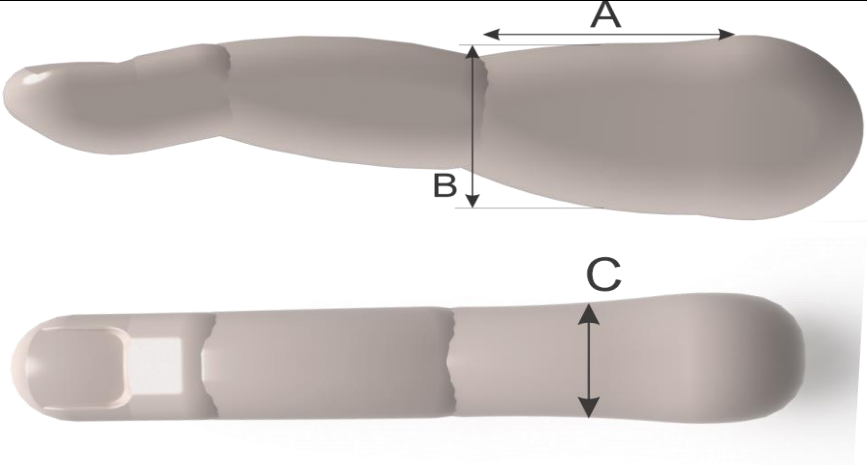
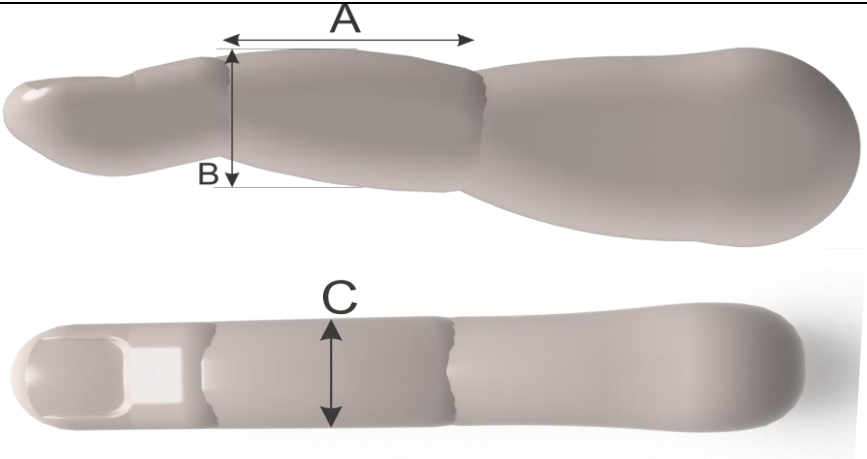
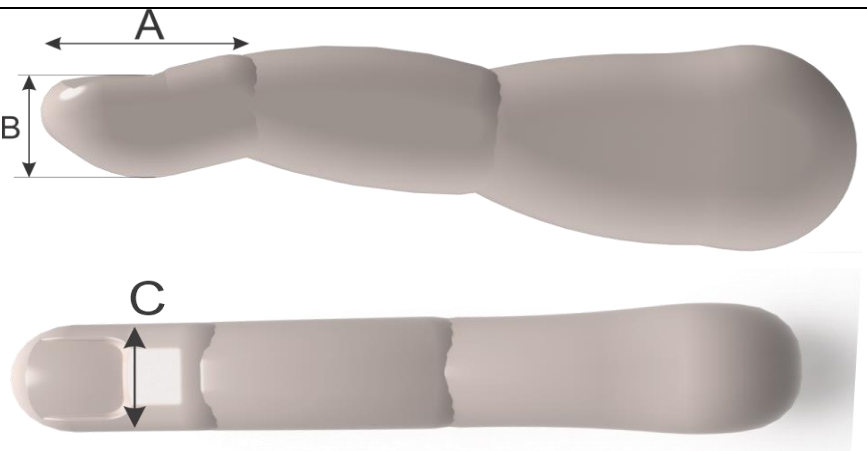
Dedo	Métricas	Imagem
Falange proximal	A = 22 mm	
	B = 18 mm	
	C = 17,5 mm	
Falange média	A = 27,3 mm	
	B = 14 mm	
	C = 17,5 mm	
Falange distal	A = 24 mm	
	B = 12 mm	
	C = 17,5 mm	

Tabela 2: métricas adotadas para o dedo

Fonte: Autor 2021

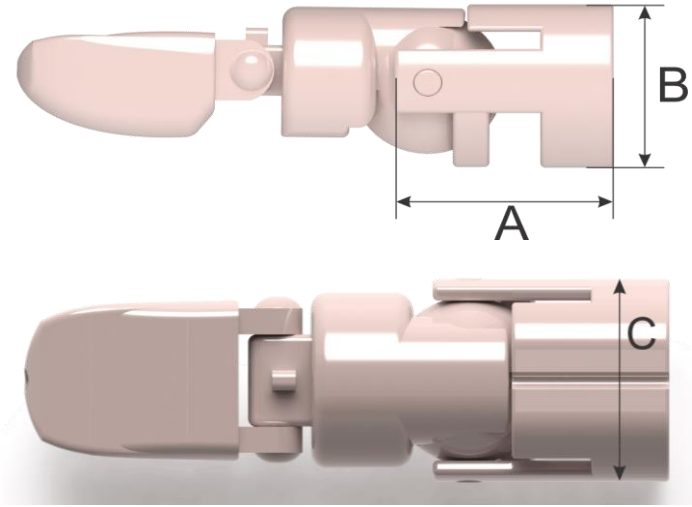
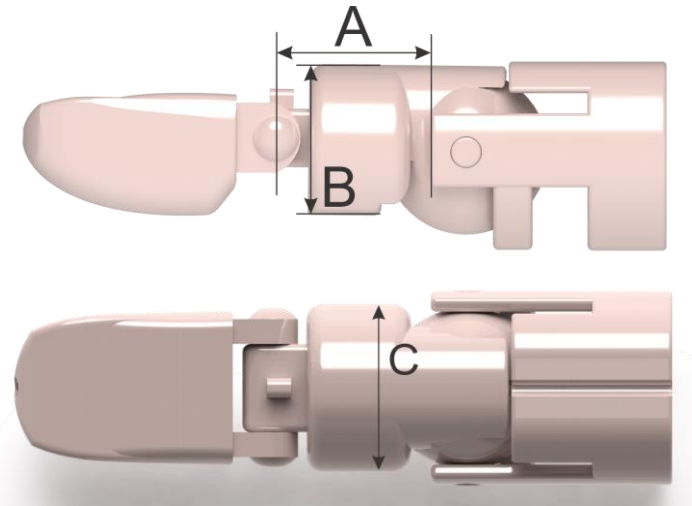
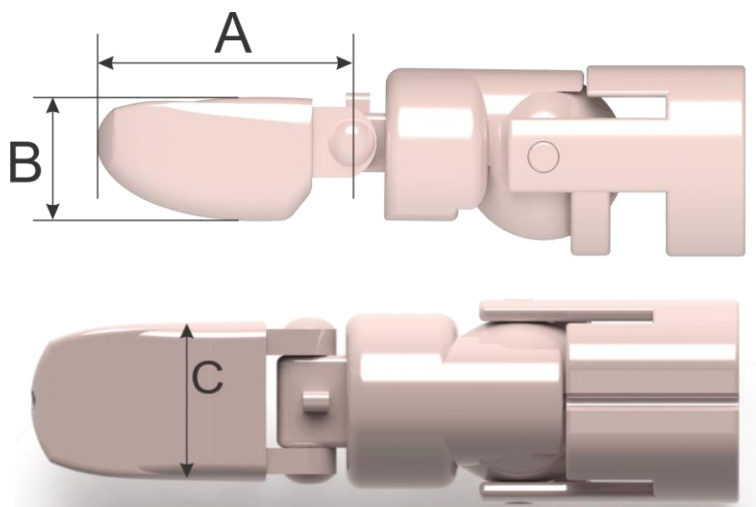
Prótese	Métricas	Imagens
Falange Proximal	A = 30 mm	
	B = 25 mm	
	C = 25,5 mm	
Falange Média	A = 19,6 mm	
	B = 19,2 mm	
	C = 22 mm	
Falange Distal	A = 33,2 mm	
	B = 15,4 mm	
	C = 19,5 mm	

Tabela 3: métricas adotadas para a prótese

Fonte: Autor 2021

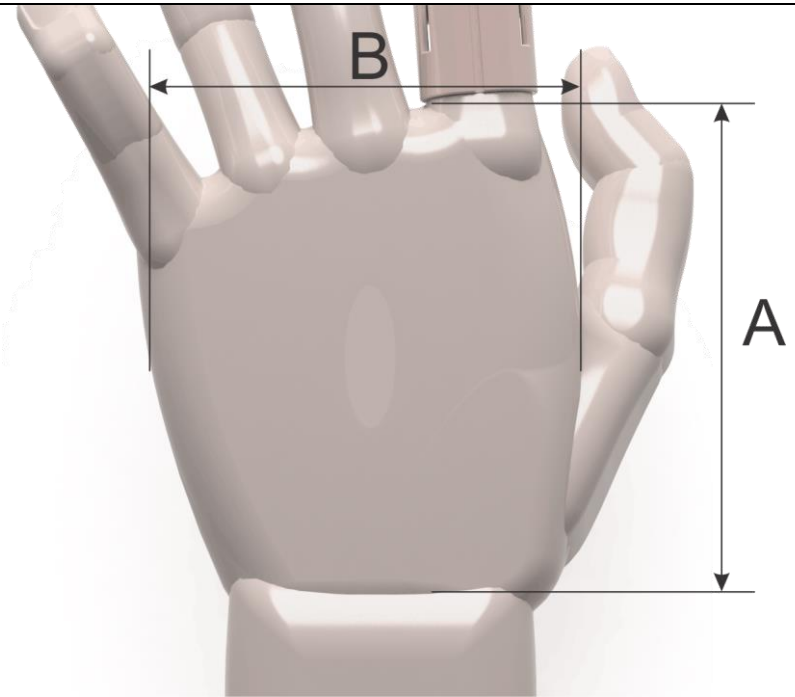
Mão	Métricas	Imagem
Palma da mão	A = 92 mm	
	B = 87 mm	

Tabela 4: métricas adotadas para a mão

Fonte: Autor 2021

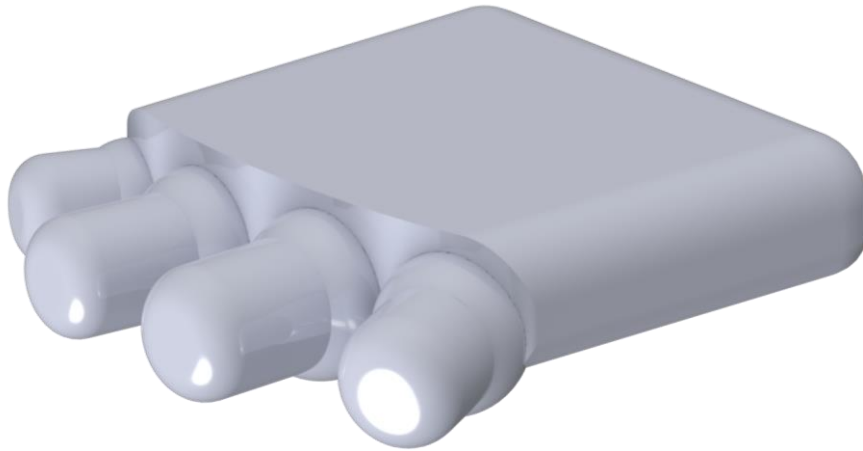
3.3 – DESENVOLVIMENTO DO PROJETO

Todo o projeto se dividiu em três itens principais, o molde da mão, onde a prótese será inserida, na prótese em si e em seu mecanismo de funcionamento, que fará o movimento apresentado no conceito. Todos os itens tiveram versões, onde a primeira era focada em atender o conceito do comportamento, e simular os movimentos dos dedos, de forma mais natural possível, e na segunda versão, o conceito das semelhanças foi priorizado, onde estética, funcionamento, dimensionamento, e otimização foram aplicados, e na terceira versão, pequenos ajustes de qualidade de vida da prótese, ou otimizações, foram feitos.

3.3.1 – Molde da mão 1.0

Um projeto sempre deve começar pela sua base, e uma prótese não é diferente, neste caso, o começo do projeto é o paciente, então primeiramente um molde de como seria a mão foi feito, sem fins estéticos, apenas funcionais. Essa peça simulava a palma da mão e apresentava a união entre o metacarpo e a falange proximal, seu intuito era simular os movimentos apresentados pela figura 6.

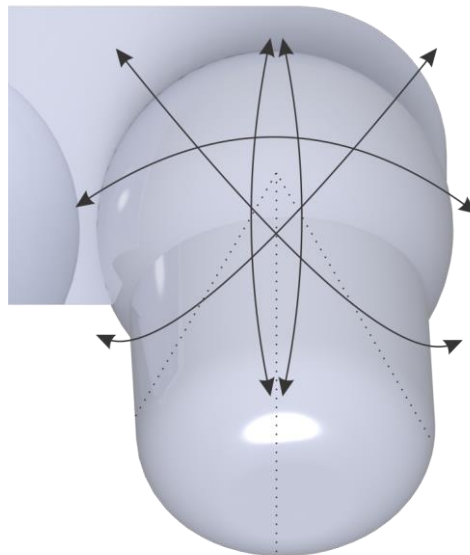
Figura 14 – palma da mão 1.0



Fonte: Autor (2021)

Mesmo simples, o molde da mão cumpre seu propósito, e permite com que o dedo, aonde a prótese será acoplada, desempenhe movimentos análogos aos naturais, isso traz um grande valor de visualização ao projeto, mesmo em fases iniciais.

Figura 15 – eixos de movimentação do molde

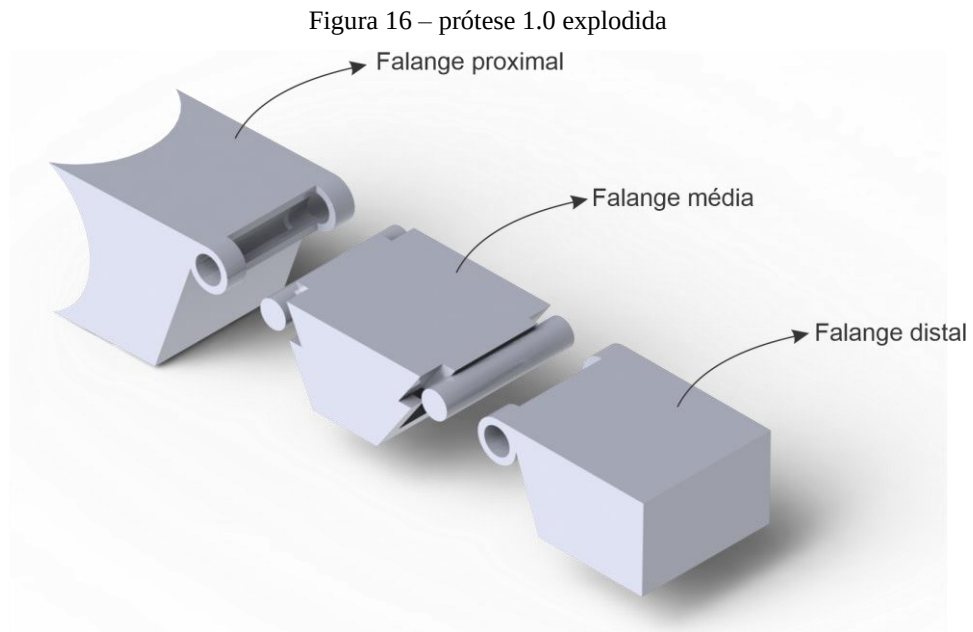


Fonte: Autor (2021)

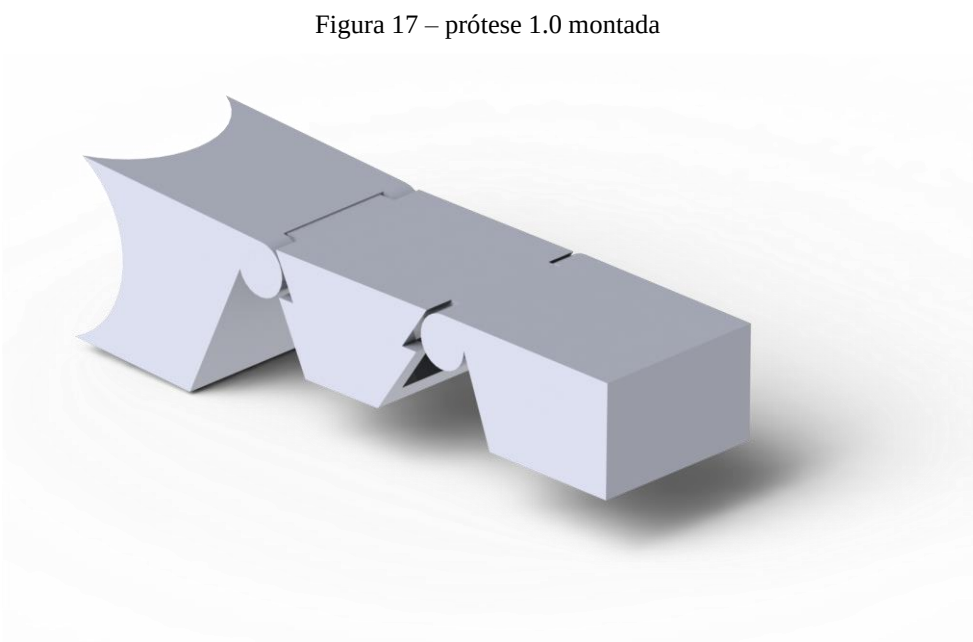
3.3.2 – Prótese 1.0

A primeira versão da prótese, da mesma forma que o molde da mão, apresentou fins apenas funcionais, ela respeitava as métricas previamente estipuladas, e também tinha eixos

de movimentação entre as falanges, que foram projetadas separadamente, isso possibilitava uma visualização dos possíveis movimentos, juntamente com suas limitações.



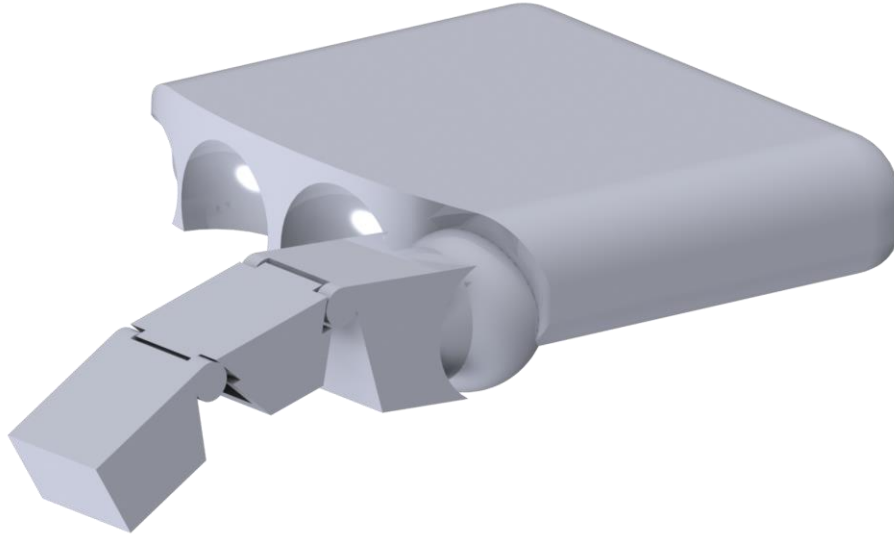
Fonte: Autor (2021)



Fonte: Autor (2021)

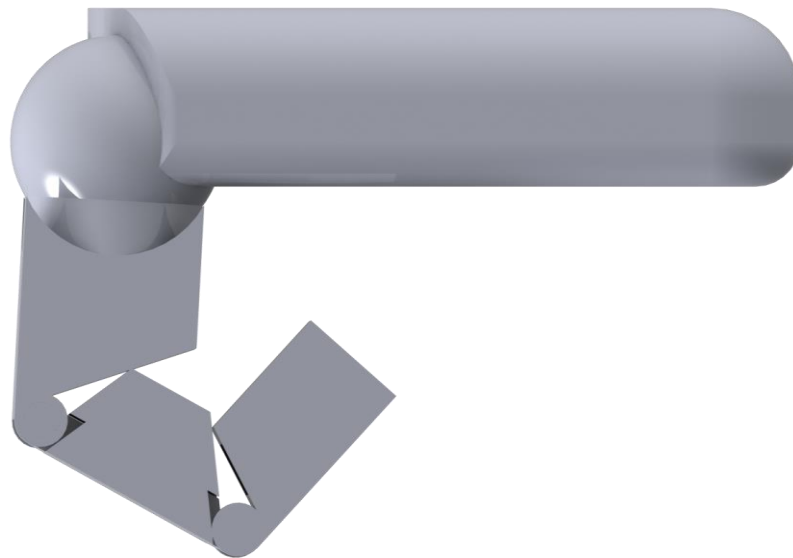
Com ambas partes prontas, para uma visualização completa, uma montagem com ambos componentes foi feita, no intuito de analisar como poderia ser feito o mecanismo de funcionamento, e além disso, atestar se a prótese não limitava de alguma forma os movimentos da mão, gerando colisões indesejadas por exemplo.

Figura 18 – montagem mão 1.0 e prótese 1.0



Fonte: Autor (2021)

Figura 19 – teste de colisão máxima prótese 1.0



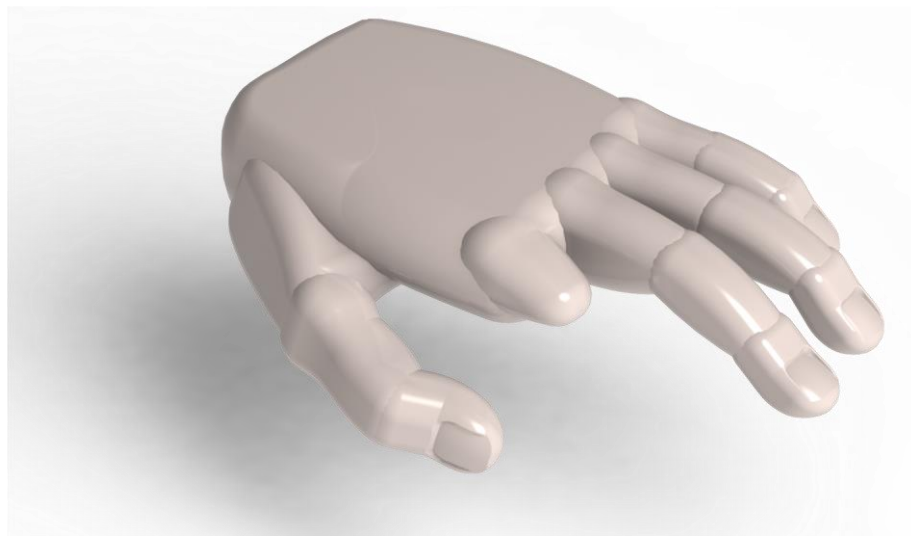
Fonte: Autor (2021)

Com a montagem, foi possível notar que em questão de movimentação e graus de liberdade a prótese atendia seu propósito de comportamento, então o projeto seguiu adotando os conceitos funcionais, e agora passou-se a trabalhar no conceito de semelhança, alterações de geometria, biocompatibilidade e estética.

3.3.3 – Molde da mão 2.0

O próximo passo do desenvolvimento, é criar um novo molde de mão, que atenda ambos os conceitos, um projeto funcional, que possibilite o movimento de seus componentes, e estético, que possibilite uma visualização realista do projeto. como a prótese é apenas para um dedo, todos os outros devem ser feitos, cada um adotando suas próprias métricas, e que sejam funcionais.

Figura 20 – molde da mão 2.0 aberta



Fonte: Autor (2021)

Figura 21 – molde da mão 2.0. fechada



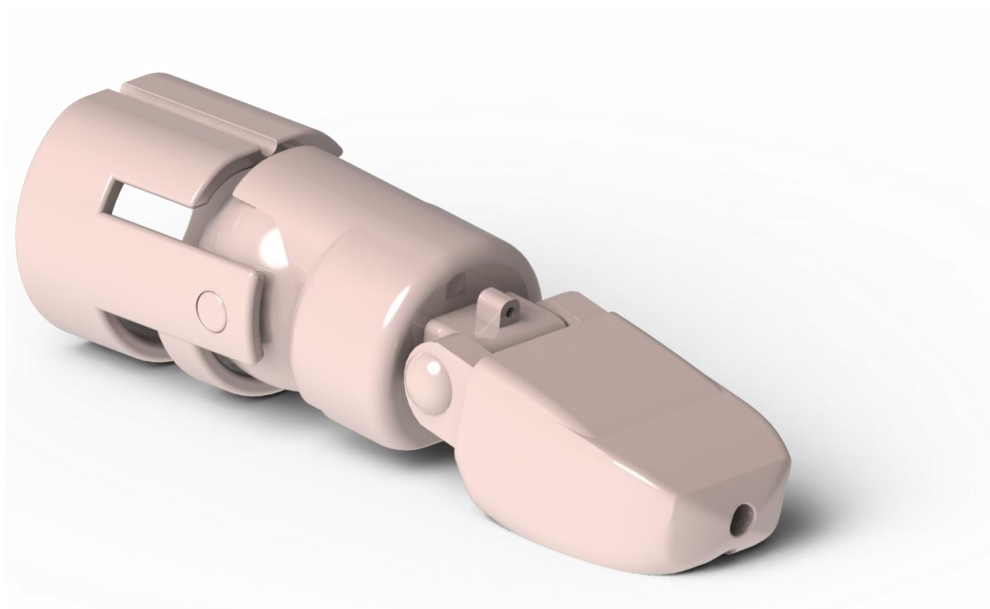
Fonte: Autor (2021)

O novo modelo da mão, é muito mais realista que o anterior, mas seu funcionamento é basicamente o mesmo, neste também foram adicionados os outros dedos, o que facilitará na sua visualização de colisões com a prótese, além de dar maior credibilidade ao projeto. Todos os dedos, com exceção do polegar possuem movimentos parecidos com os naturais, e o coto indicador já está de acordo com as métricas dos outros dedos, agora, o foco passa a ser a prótese.

3.3.4 – Prótese 2.0

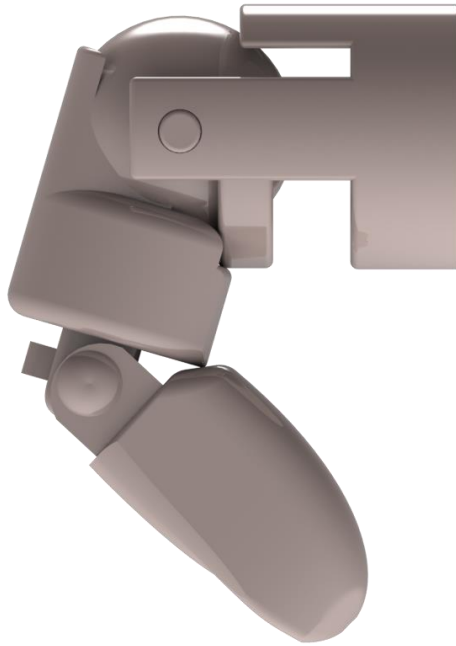
A prótese é a parte mais importante do projeto, e a que deve receber maior atenção, por isso, ela como um todo deve ser pensada para atender ambos conceitos com maestria, então adotar uma estética que se assemelha a um dedo real é muito importante. O conceito de eixos que ligam as falanges será mantido em sua essência, pois é altamente efetivo, e todo o design deve ser pensado previamente para comportar o mecanismo de funcionamento, pois sem ele, o projeto se torna apenas três peças unidas, que se assemelham a um dedo.

Figura 22 – prótese 2.0 estendida



Fonte: Autor (2021)

Figura 23 – prótese 2.0. teste de colisão



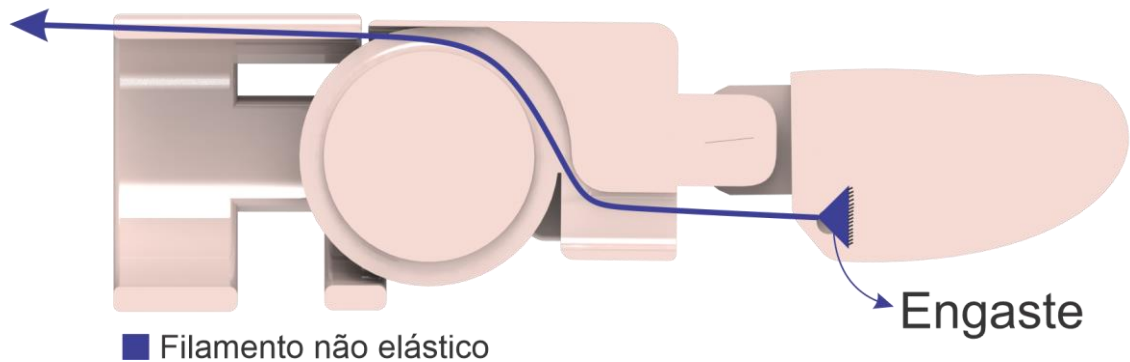
Fonte: Autor (2021)

Várias melhorias puderam ser implantadas, uma acoplagem mais eficiente com o dedo foi desenvolvida, acompanhado de um sistema de ligamentos mais robusto e formatos mais condizentes com os naturais dos dedos, a coloração é puramente estética, e possui o intuito de causar menos estranheza ao paciente que usar.

3.3.5 – Mecanismo de funcionamento 1.0

O funcionamento da prótese é extremamente similar ao que acontece naturalmente no corpo humano, apresentado na figura 8. Nesse caso, o funcionamento se dá por conta de um filamento, que começa nas costas da mão do paciente, engastado, e vai até a terceira falange, quando esse filamento é puxado, a tendência é que as falanges façam o movimento de flexão, e cabe a prótese ter um caminho por onde o filamento irá passar. Esse caminho pode ser visualizado na figura 24, que é a secção média da prótese.

Figura 24 – mecanismo de ativação 1.0



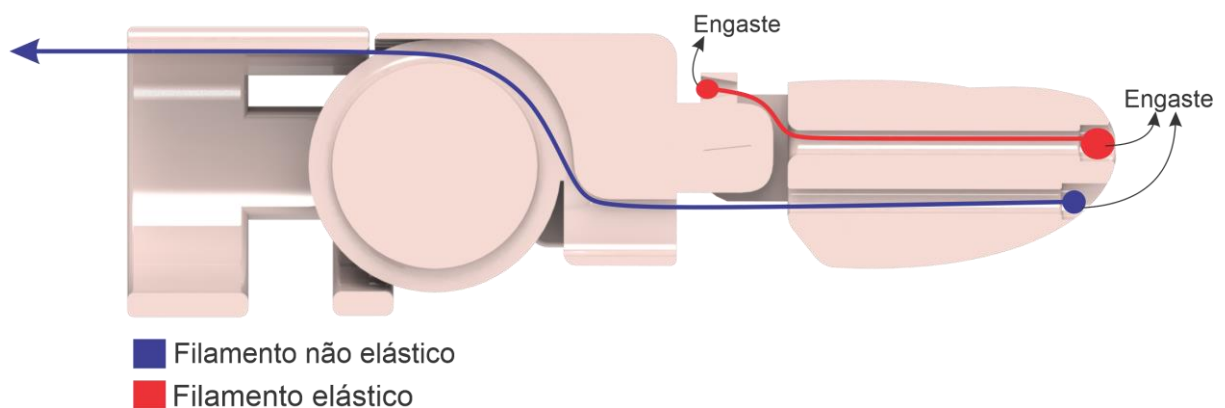
Fonte: Autor (2021)

Contudo, essa versão teria problemas para voltar a sua posição original, pois como o filamento não é elástico, não existiria uma força que movesse a falange distal a sua posição de origem.

3.3.6 – Mecanismo de funcionamento 2.0

A segunda versão do mecanismo de funcionamento, visava solucionar o principal problema apresentado pelo primeiro, e para isso um filamento elástico foi adicionado, seu estado natural de funcionamento é levemente tensionado.

Figura 25 – mecanismo de ativação 2.0



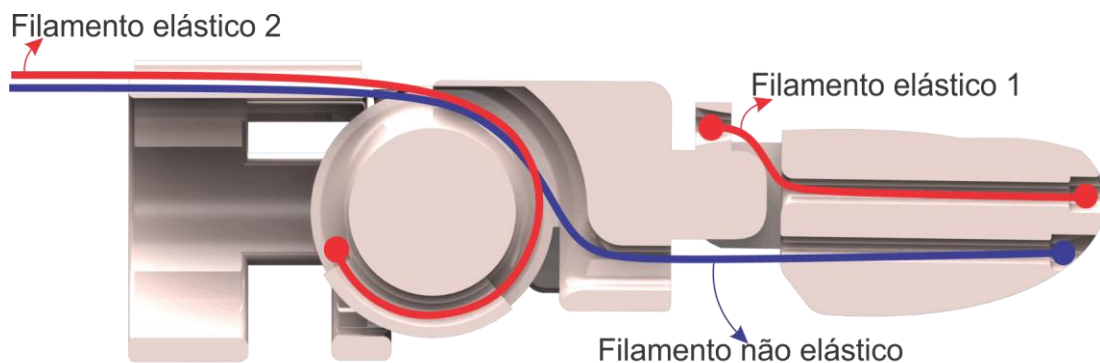
Fonte: Autor (2021)

Com isso, o problema de funcionamento foi resolvido. Os engastes da falange distal foram alterados, pois isso dá uma margem maior de funcionamento, então conforme o paciente vai movendo o dedo naturalmente, a prótese tende a acompanhar de uma forma mais fluida, sem travamentos ou possíveis impactos.

3.3.7 – Mecanismo de funcionamento 3.0

Por fim um importante ajuste de funcionamento se mostrou necessário, pois aparentemente após o movimento de flexão completo do dedo, a falange média não apresentava nenhum mecanismo que a faça voltar a sua posição original, visto que ambos filamentos já presentes tem seus terminais na falange distal, então o corte central da esfera, que servia como caminho para o filamento não elástico foi aumentado, e não será mais passante, pois um novo filamento elástico, que partirá da dorsal da mão do paciente será engastado, como mostra a figura 26.

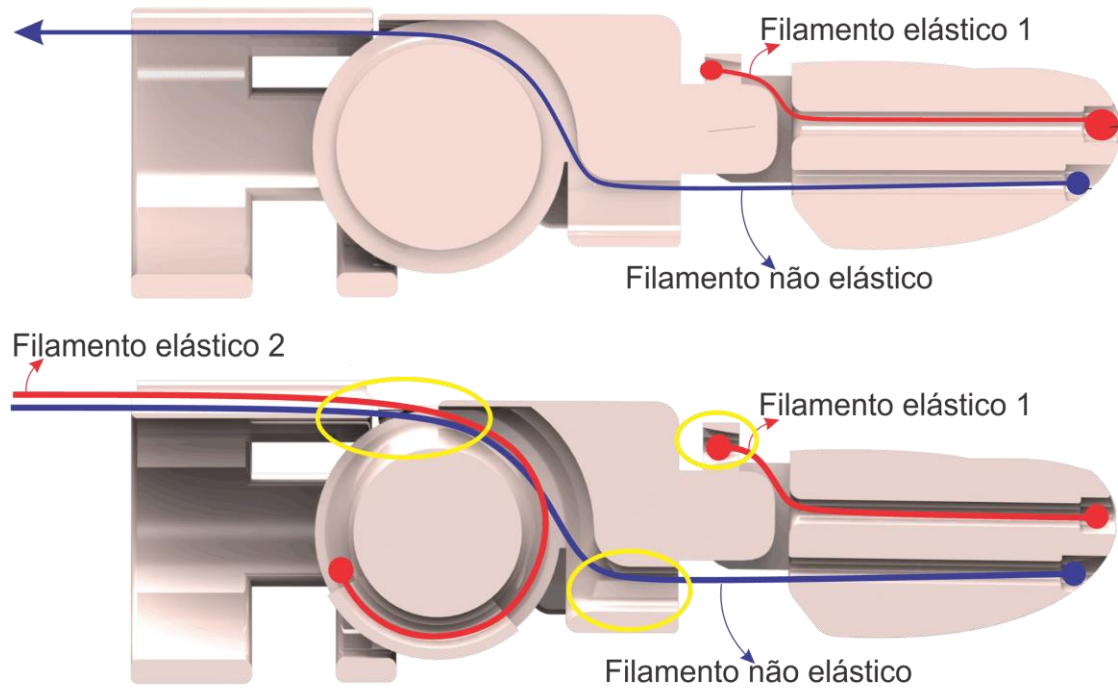
Figura 26 – mecanismo de ativação 3.0



Fonte: Autor (2021)

Mais algumas pequenas modificações finais foram feitas na prótese em si, mas não interferem no funcionamento, apenas na “qualidade de vida” do produto, um rasgo na parte superior da falange média foi feito para facilitar a passagem dos filamentos. Este ajuste foi necessário já que mais um componente elástico ocupará um certo espaço. O engaste superior do filamento elástico distal teve suas dimensões aumentadas, assim uma gama maior de possibilidades de filamento pode ser abrangida, e por fim, espaço por onde o filamento não elástico percorre na falange média, indo para falange distal foi diminuído, pois sabe-se que o filamento não terá grande espessura. As alterações foram circuladas em amarelo na figura 27.

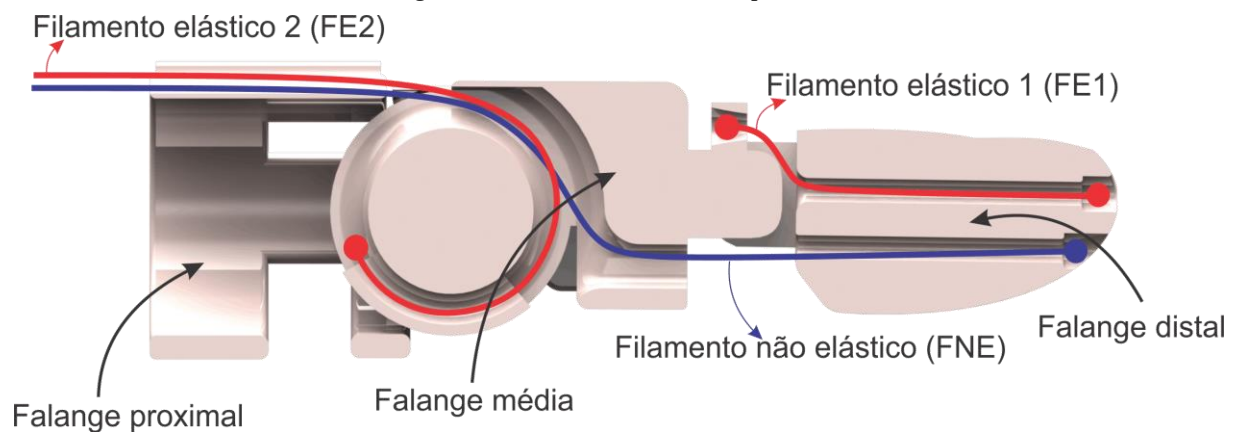
Figura 27 – comparação dos mecanismos de ativação



Fonte: Autor (2021)

Com a prótese finalizada, para uma maior organização, uma nomenclatura das peças se faz necessária, então para facilitar o entendimento adiante, os seguintes nomes serão adotados:

Figura 28 – nomenclatura de componentes



Fonte: Autor (2021)

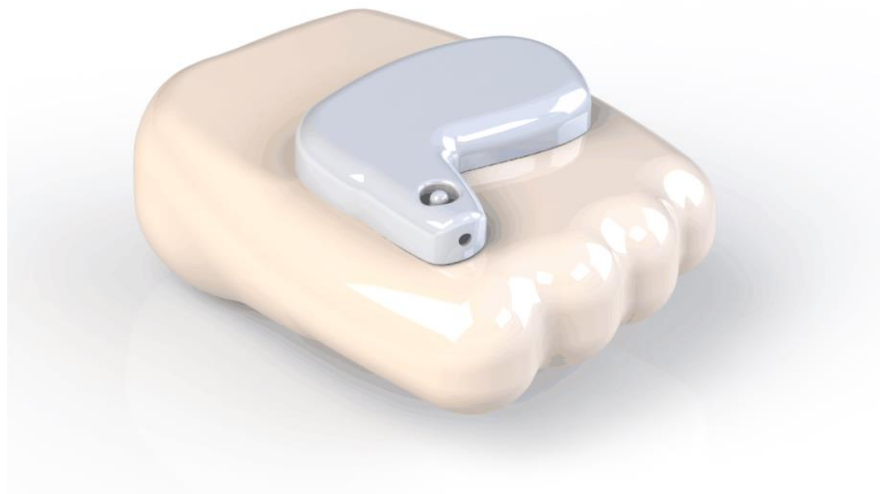
3.3.8 – Engaste da palma

Para o funcionamento do mecanismo, um engaste anterior a prótese deve ser feito, e neste caso, uma espécie de “armadura” será feita, de forma que fique ergonomicamente alocada na parte dorsal da mão do paciente. Este engaste deve ser preso a mão do paciente

firmemente, pois os movimentos realizados pelo dedo, e posteriormente pela prótese, tendem a aumentar a tensão nos filamentos, o que é algo necessário para o pleno funcionamento do produto. Se a base de engaste não for rígida o suficiente a prótese sofrerá uma grande perda de desempenho, e pode até mesmo ser inutilizada.

Quando se pensa no engaste, alguns problemas tendem a surgir, pois no corpo humano, os tendões que executam o movimento provem do antebraço, já no caso da prótese algo local era necessário. Então duas ideias foram propostas, a primeira consiste em uma peça fixa, que fica alocada a própria mão do paciente, ela é rígida e apresenta um eixo, onde será amarrado o filamento não elástico e elástico 2. Assim todo suporte necessário será provido, pois a peça possui uma área grande de contato com o paciente, proporcionando grande firmeza para o uso adequado da prótese.

Figura 29 – base de engaste para filamentos



Fonte: Autor (2021)

A segunda ideia é semelhante, mas apresenta uma tira elástica, isso possibilita que uma peça menor fique em contato com o paciente, e além disso, por conter energia potencial elástica, a tira pode ajudar a prótese a retornar a sua posição de extensão, visto que o corpo humano apresenta tendões que executam esse movimento, mas isso também pode acarretar em uma resistência maior a flexão, o ponto chave é o balanceamento entre o comprimento dos filamentos engastados, e da tira elástica, isso irá alterar com tamanhos diferentes de mãos, logo a mesma prótese não teria total desempenho em um caso de troca de pacientes.

Figura 30 – base de engaste para filamentos 2.0



Fonte: Autor (2021)

3.4 – PRODUTO FINAL

Com o projeto pronto, é possível realizar uma análise ponto a ponto, e destacar suas características positivas, negativas e possíveis melhorias em modificações futuras.

3.4.1 – Falange proximal

A falange proximal é um dos pontos mais importantes da prótese, pois é o componente que entrará em contato com o paciente de forma ativa, então um ajuste confortável e ergonômico deve ser levado em conta, além de apresentar um eixo de movimentação que sirva de base para próxima falange desempenhar com eficiência. Por ser a peça em contato direto com o coto, deve ser de fácil modificabilidade, para se adaptar a vários tamanhos e angulações diferentes. No projeto, a falange proximal não apresenta angulação em sua versão final, pois foi projetada para não ter um tamanho que cubra totalmente o dedo, isso garantirá uma área maior natural do dedo, e por apresentar ranhuras, o paciente não terá problemas em caso de uso em ambientes quentes, se a acoplagem fosse feita em uma área maior, o paciente poderia começar a sentir calor na área de contato e isso pode gerar um desconforto.

Figura 31 – Falange proximal da prótese

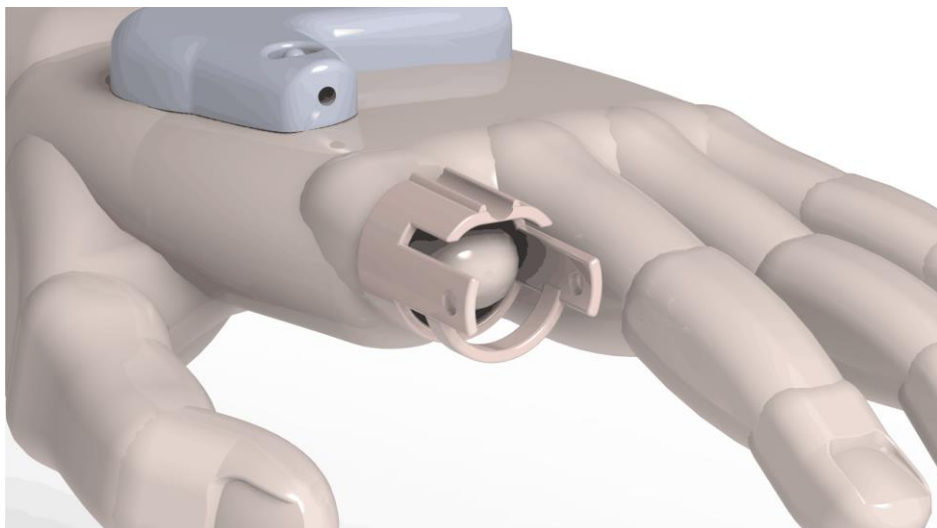


Fonte: Autor (2021)

A ideia é que o dedo do paciente fique alocado logo no começo da falange, mais precisamente em sua primeira revolução, sem chegar perto do eixo de movimentação da falange média. Em casos específicos modificações podem ser efetuadas, como aumentar o tamanho da falange, aumentando consequentemente a área de contato entre o dedo do paciente e a prótese, isso gera uma maior firmeza, ou também adicionar uma camada fina com algum material com alto coeficiente de atrito, como uma borracha ou silicone, mas isso resultará em um aumento de custos de produção.

Por ser a área mais volátil do projeto, justamente por ser a parte de contato com a parte orgânica do paciente é extremamente complicado tirar conclusões antes de realizar testes com um protótipo, então é importante estar atento, e tentar prever qualquer tipo de problema relacionado ao conforto do produto.

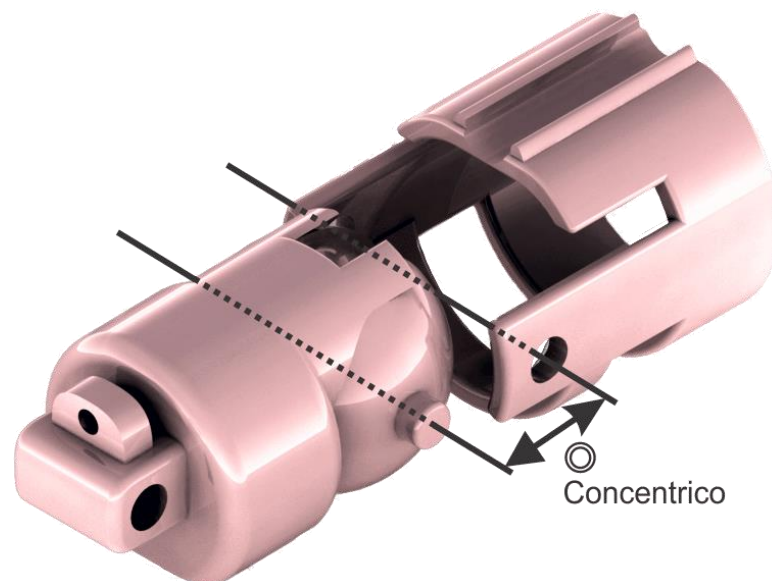
Figura 32 – Falange proximal da prótese acoplada ao dedo



Fonte: Autor (2021)

A parte funcional da peça é extremamente simples, ela apresenta uma ranhura superior, que servirá de caminho para que os filamentos FNE e FE2 passem para a falange média. Como os filamentos estarão tensionados é muito difícil que eles saiam do trajeto pré-determinado, se isso acontecer, basta aumentar a largura da ranhura, mas é importante manter sua profundidade, pois se for aumentada pode comprometer a integridade estrutural da peça. Sua fixação com a próxima falange é simples, pois consiste de dois furos alinhados em seus suportes laterais, aonde a esfera de rotação da falange média será alocada. Se esse eixo de fixação não for suficiente para segurar a prótese devido a força elástica dos filamentos, existe a possibilidade de aumentar o raio do eixo e consequentemente aumentar o tamanho dos suportes laterais, mas isso aumentaria o custo final e poderia criar atrito entre a esfera de rotação e o suporte.

Figura 33 – junção da falange média com a proximal

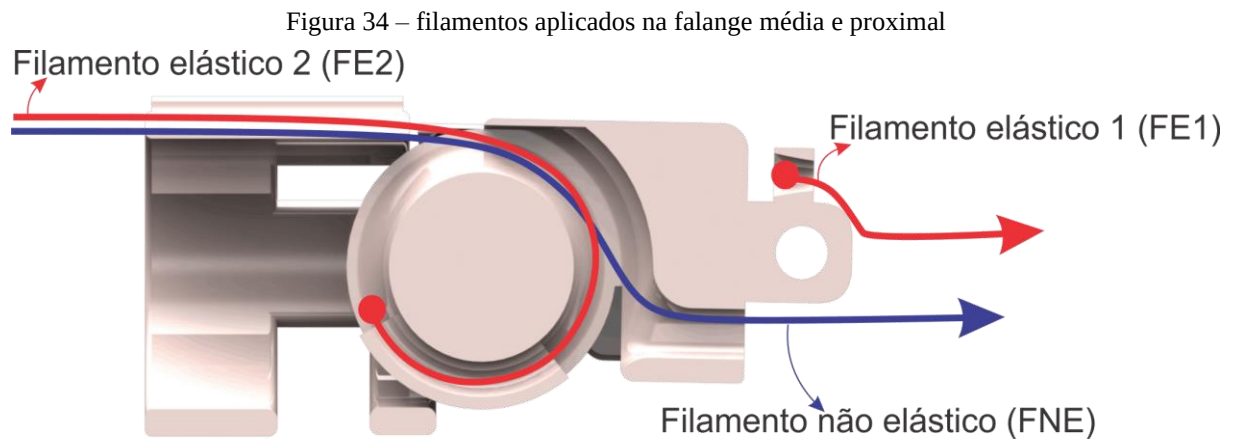


Fonte: Autor (2021)

3.4.2 – Falange média

A falange média possui grande importância para o funcionamento da prótese, pois não só pode ser considerada a mais complexa em questão de funcionamento e componentes, como também em questão de formato. Apresenta uma esfera que serve como base para toda sua construção, e apresenta dois ressaltos laterais que fazem a junção com a falange proximal da prótese, também servem como eixo de rotação, que possibilita a movimentação de flexão do dedo. Ainda na esfera, um corte central foi feito para possibilitar a passagem dos filamentos

FNE e FE2, onde o filamento FE2 é engastado na própria esfera, o filamento FNE passa por um caminho no interno e segue para a falange distal, enquanto o filamento FE1 começa em um suporte, que se localiza na parte superior do ressalto que faz a ligação entre a falange média e distal, como mostrado na figura 34.



Fonte: Autor (2021)

O formato da falange também é muito importante, deve ser esteticamente agradável para que não cause estranheza ao paciente, por isso um formato cilíndrico foi adotado, com uma leve planificação onde a prótese fará o contato com os objetos, isso cria uma maior área de contato entre a prótese e os objetos, gerando maior atrito e consequentemente maior firmeza para pegar e manipular. O formato também é importante, pois como a prótese é feita com materiais que não sofrem deformação, uma estrutura que suporte um grau de liberdade satisfatório e similar ao natural deve ser projetada, então deve existir um espaço entre as falanges para possibilitar seu movimento, isso sacrifica uma pequena área de contato.

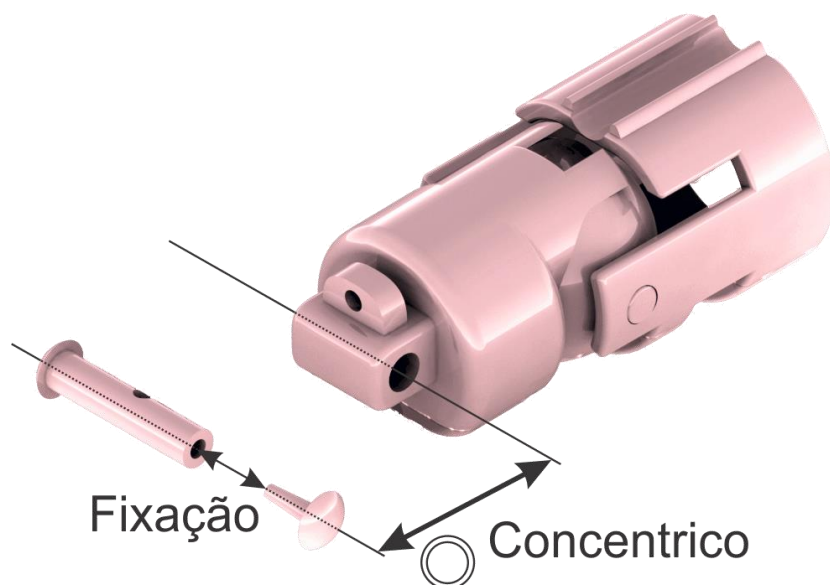
Figura 35 – área de contato da prótese com os objetos



Fonte: Autor (2021)

Dada necessidade desse espaço, um ressalto teve de ser criado, que servirá de suporte para o eixo de ligação, e como o próprio nome sugere, exercerá a junção entre a falange média e distal. A junção deve apresentar movimento livre, com menor atrito possível, mas deve ficar firme, para que não escorregue com o uso do paciente, por isso uma “cabeça” abaulada foi feita, que é muito similar à de um parafuso francês

Figura 36 – elemento de fixação prótese média e distal

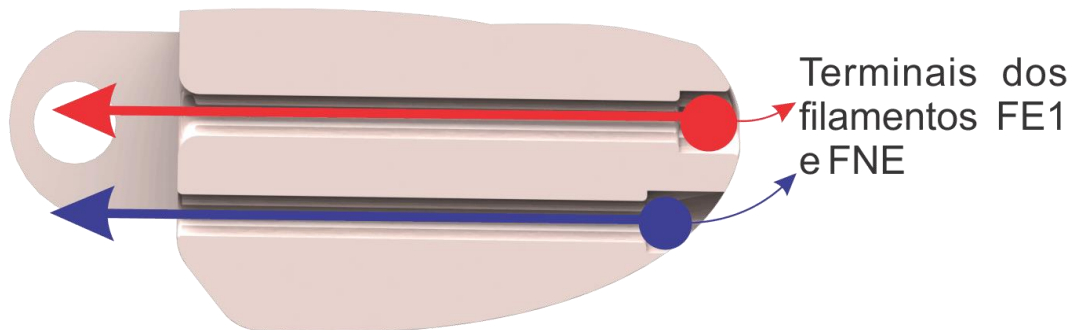


Fonte: Autor (2021)

3.4.3 – Falange Distal

A falange distal, possui sua importância, pois é o que constituirá na maior área de contato da prótese com os objetos, então um formato ergonômico deve ser adotado, e que simule de maneira precisa o formato natural da mão. Possui hastes que servirão como base para fixação usando o eixo, e no quesito funcionamento, o componente atua como um terminal para o filamento FNE e terminal para o filamento FE1 como demonstrado na figura 37

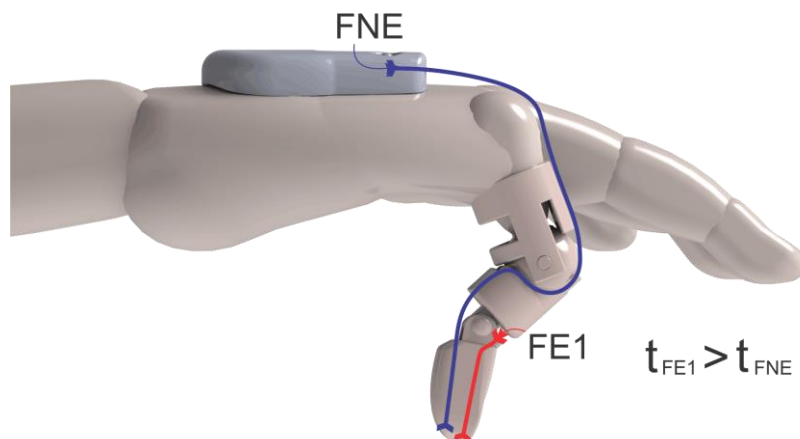
Figura 37 – terminais na falange distal



Fonte: Autor (2021)

Seu movimento se baseia em apenas um sentido, mas por não existir limitações superiores entre a falange média e a distal, as tensões dos filamentos devem ser precisas, pois se o filamento elástico apresentar uma tensão muito alta, a prótese pode se movimentar para cima e não para baixo.

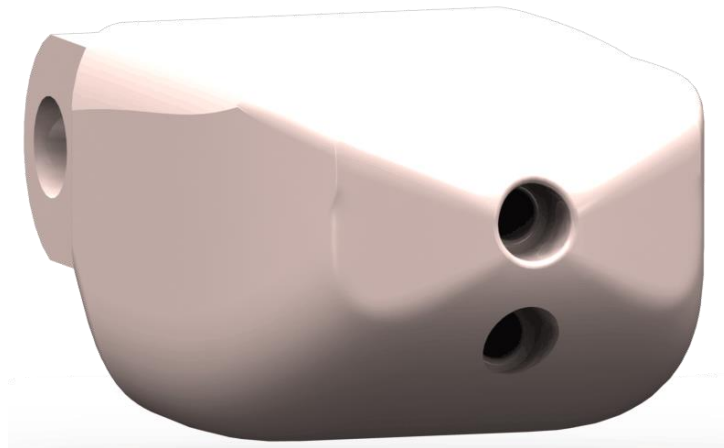
Figura 38 – possível erro nos filamentos



Fonte: Autor (2021)

Então toda parte de regulação deve ser feita a partir do paciente, pois o comprimento dos filamentos e suas tensões podem sofrer divergências entre pacientes. Os terminais são extremamente simples, e constituem em um furo passante, onde passam ambos filamentos, e são engastados na ponta do dedo. Essa maior amplitude cria um movimento mais suave à medida que as tensões devidas movimentação crescem, assim o paciente terá mais precisão para pegar objetos, mesmo que uma pequena parte estética da prótese se perca.

Figura 39 – terminais detalhados falange distal

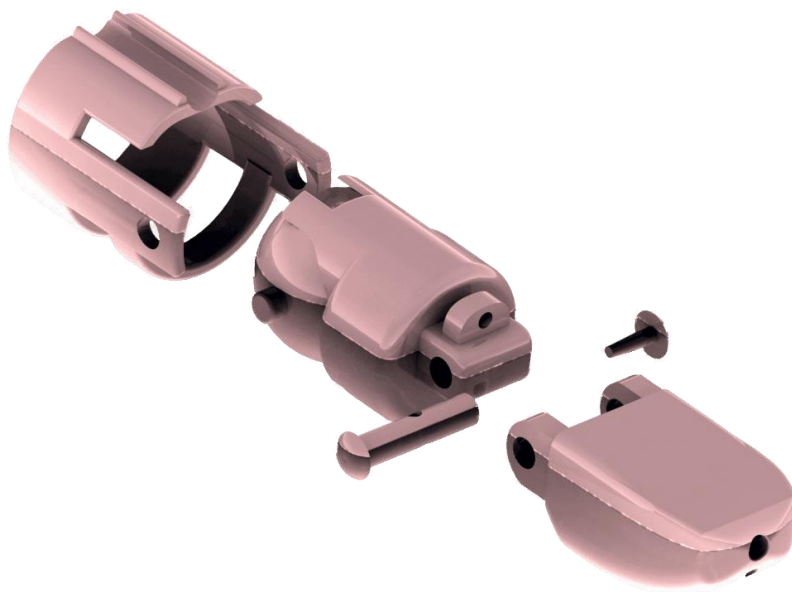


Fonte: Autor (2021)

3.4.4 – Funcionamento

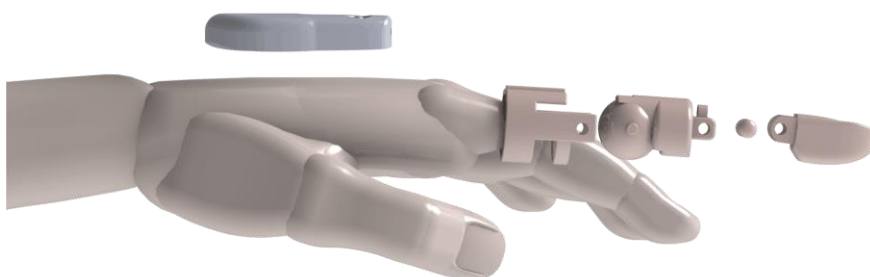
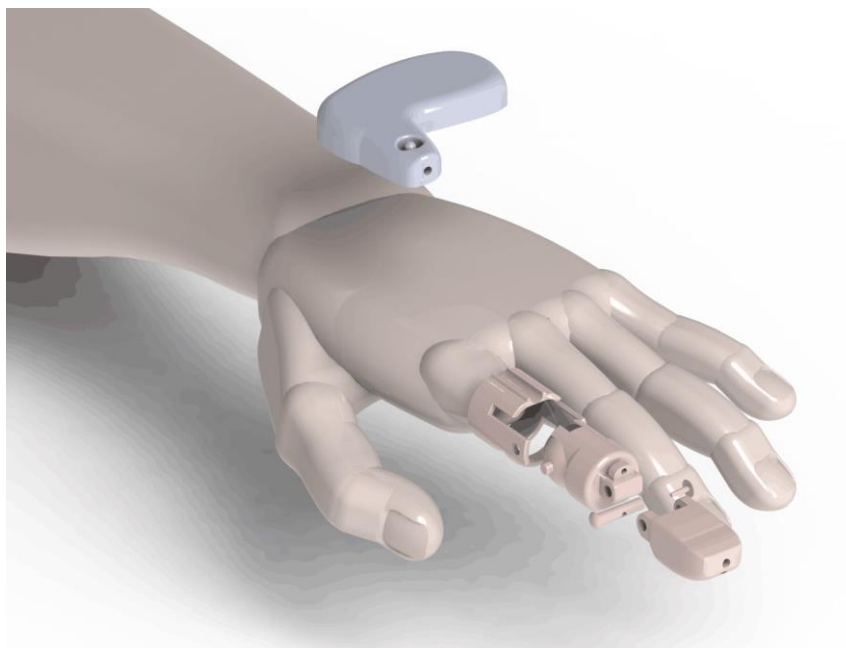
Para analisar o funcionamento do projeto, um conjunto entre prótese e mão deve ser considerado, para isso todas as partes apresentadas previamente serão unidas, de forma a simular com maior consistência o sistema como um todo, então a junção dos componentes pode ser analisada conforme as figuras 40 e 41:

Figura 40 – vista explodida da prótese



Fonte: Autor (2021)

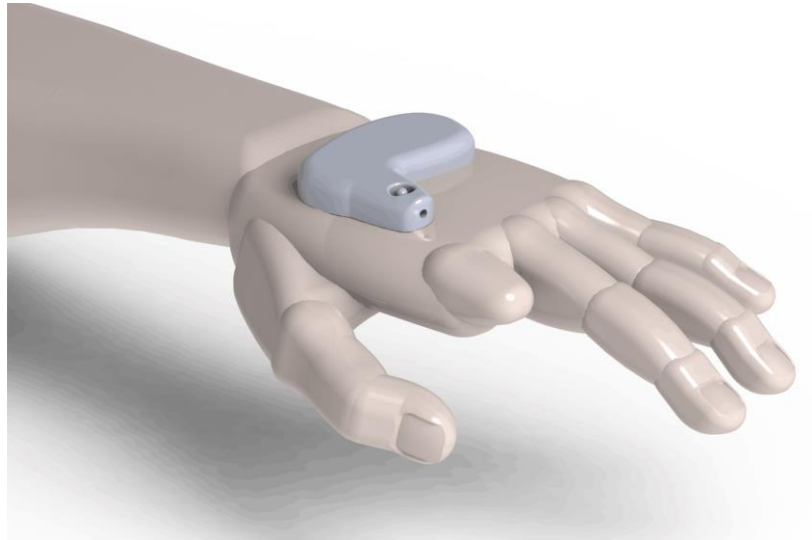
Figura 41 – vista explodida da prótese com a mão



Fonte: Autor (2021)

A análise tem início na dorsal da mão do paciente, com o sistema de engaste dos filamentos FNE e FE2, a peça será fixada na mão do paciente por meio de uma espécie de luva, onde seu tecido começa no pulso do paciente e segue até o dedo que precisará da prótese, isso já serve como proteção para o paciente em casos que o formato da prótese possa causar possível desconforto, o tecido tem a função de amenizar essa sensação.

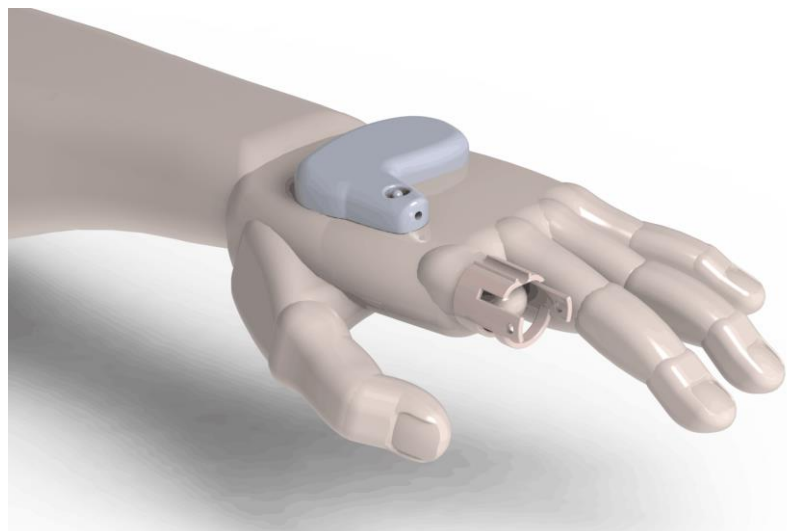
Figura 42 – Sistema de engaste dos filamentos FNE e FE2



Fonte: Autor (2021)

O próximo componente será a falange proximal, que será acoplada ao paciente, os filamentos percorrerão o corte superior na prótese até a chegarem na esfera de ligação da falange média

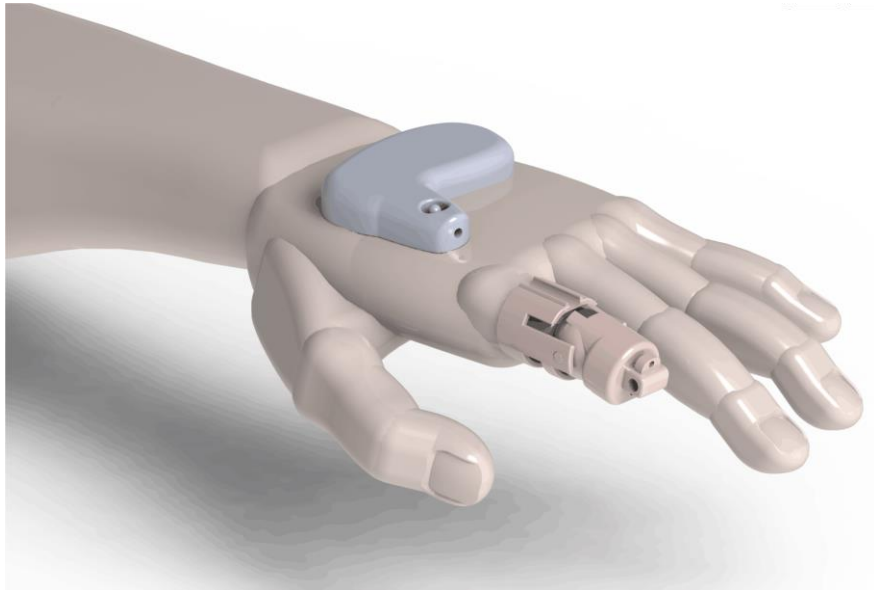
Figura 43 – acoplagem da falange proximal



Fonte: Autor (2021)

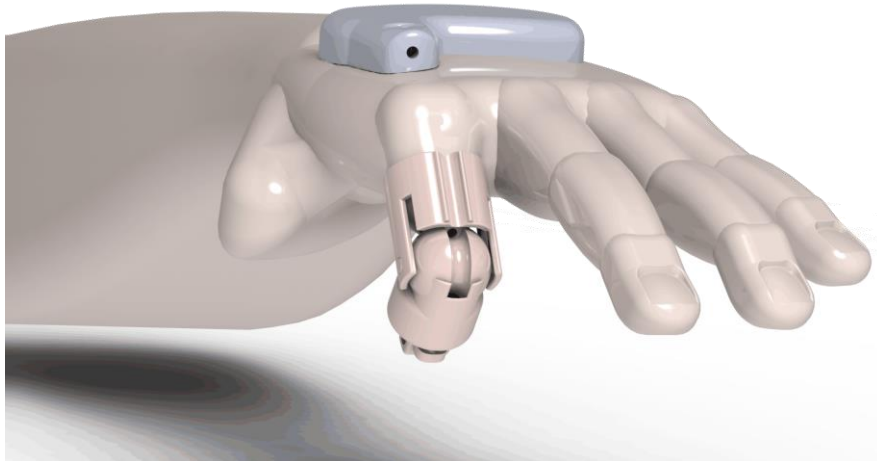
Ao chegar na falange média, ambos filamentos percorrem a ranhura em seu centro, então o filamento FNE segue na parte inferior da falange média, em direção a falange distal, enquanto o filamento FE2 continuará a seguir a circunferência até chegar e percorrer por completo uma espécie de túnel interno dentro da ranhura central.

Figura 44 – acoplagem das falanges proximal e média



Fonte: Autor (2021)

Figura 45 – movimentação das falanges proximal e média

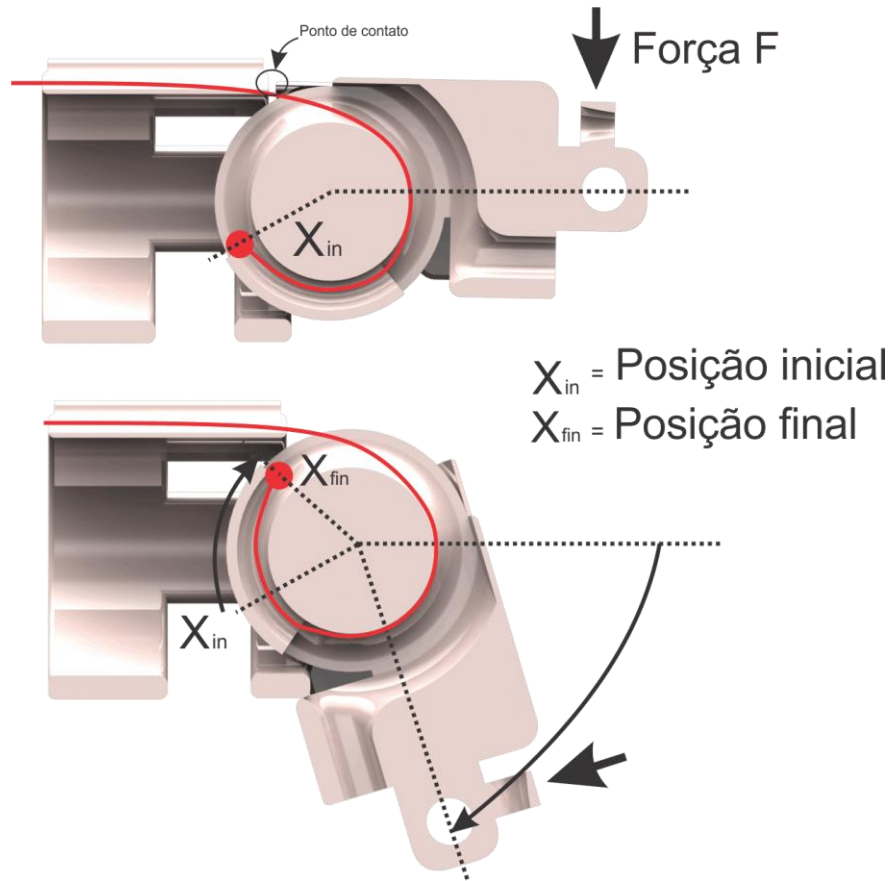


Fonte: Autor (2021)

Após chegar no fim do “túnel” o filamento FE2 será engastado com um nó, o que aumentará sua espessura e não permitirá que o mesmo retorne, isso gera uma tensão elástica, que tende a forçar a falange média a rodar para cima, mas a mesma será parada pelo seu limitador, que entrará em contato com a falange proximal, esse diagrama de funcionamento

pode ser melhor observado na figura 45. Vale citar que a força F aplicada na exemplificação será aplicada pelo FNE.

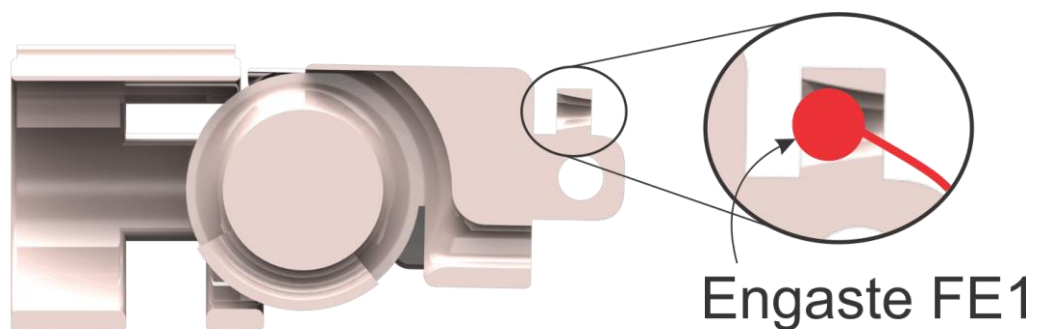
Figura 46 – funcionamento do FE2



Fonte: Autor (2021)

Ainda na flange média, na parte superior da extrusão que serve como suporte para o eixo de fixação entre a flange média e distal, um ressalto, com um furo cônico tem o objetivo de engastar o filamento FE1, que seguirá para a flange distal.

Figura 47 – Engaste do primeiro terminal do FE1

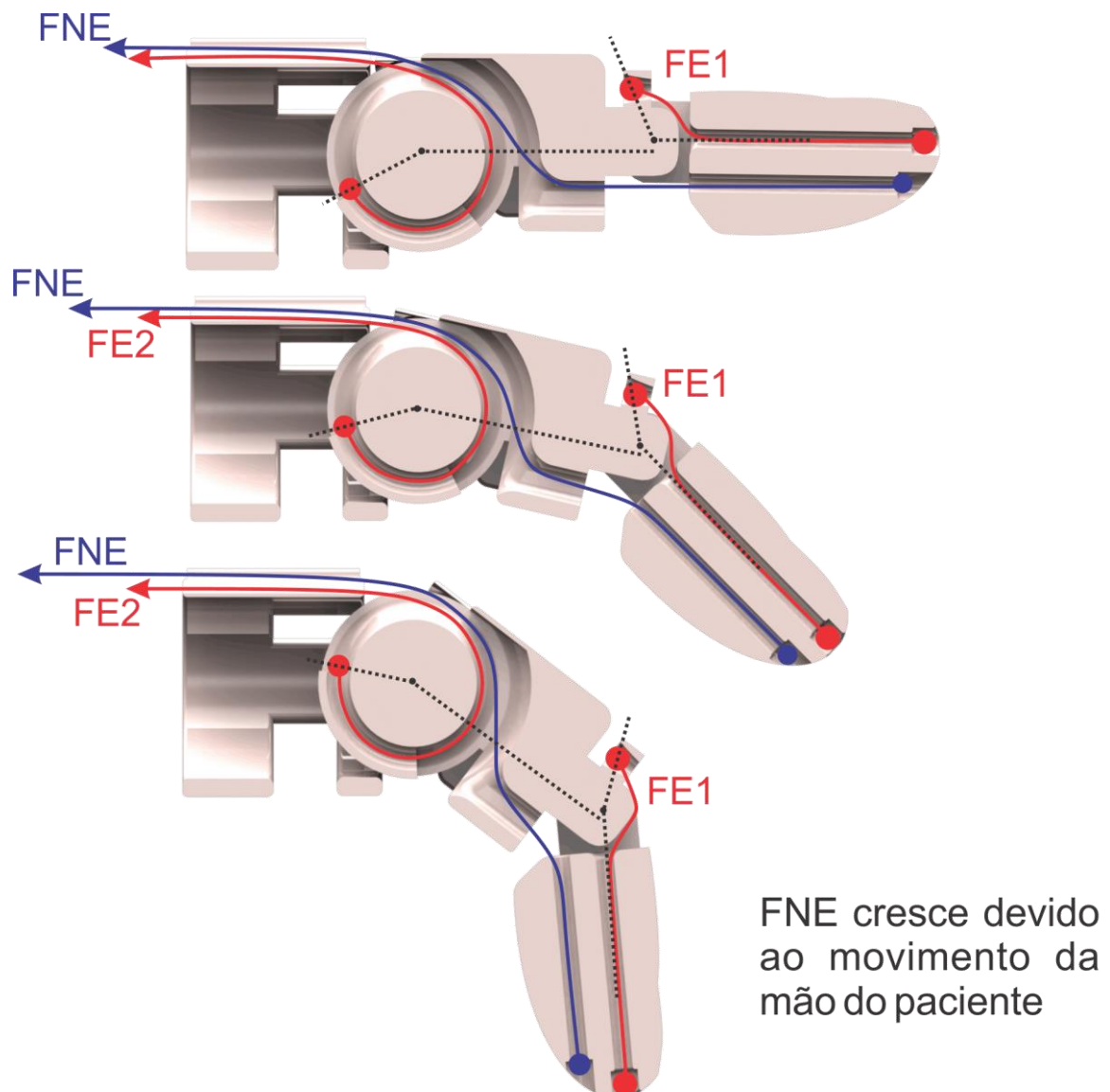


Fonte: Autor (2021)

Chegando na falange distal ambos filamentos percorrem por um furo passante, chegando até a extremidade da falange, lá são engastadas por um nó, que ficará dentro da prótese, graças a um afunilamento no furo, presente na ponta do dedo. Ambos filamentos devem ser levemente tensionados, para que a junção entre a falange média e distal fique firme e não sofra uma tendência de movimentação para baixo divergente da vontade do paciente.

O funcionamento da prótese se resume num conjunto de tensões que serão apresentadas conforme o paciente move seu coto para baixo, quando isso acontece, o filamento FNE por não ser elástico não apresenta deformação, e tende a forçar os eixos da prótese a se moverem de forma que tendem a simular o movimento de flexão natural do dedo.

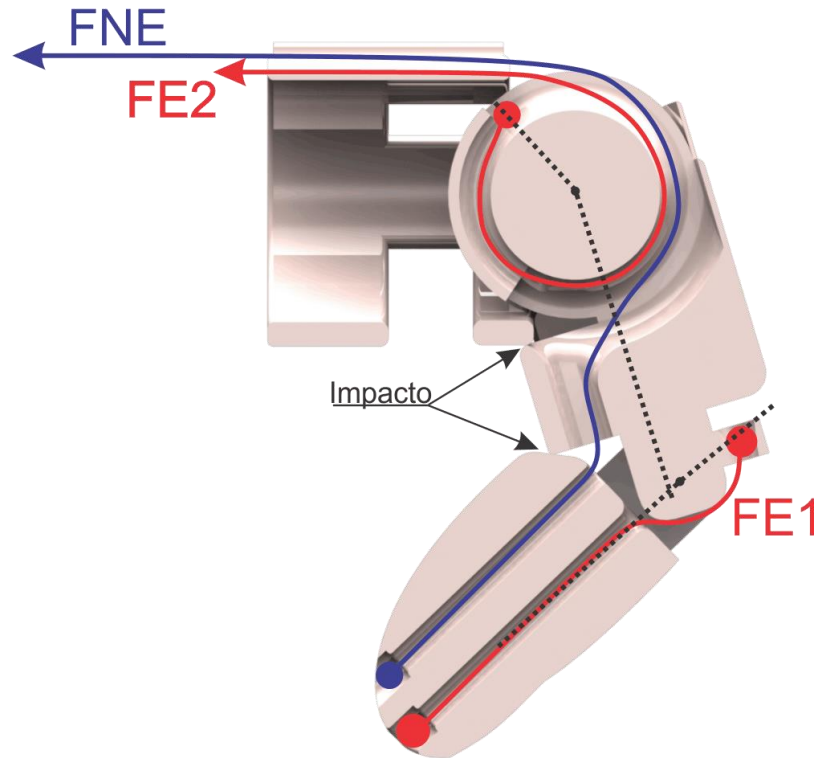
Figura 48 – diagrama de funcionamento da prótese



Fonte: Autor (2021)

Conforme o paciente move o coto para baixo, e o movimento de flexão vai se acentuando, os filamentos FE2 e FE1 tendem a aumentar sua energia potencial elástica, e ela é oposta a tensão provocada pelo movimento do paciente, como mostrado na figura.

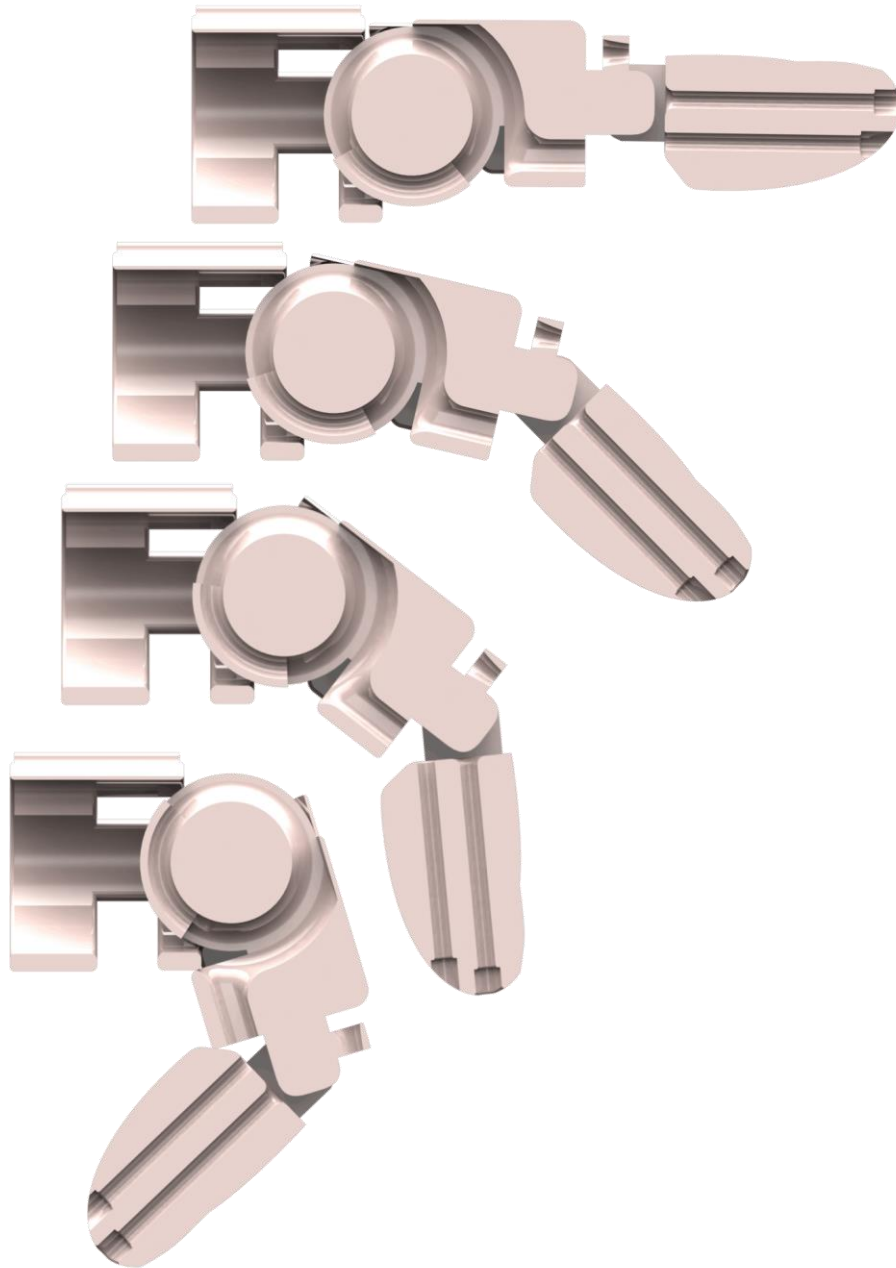
Figura 49 – estado final de movimentação da prótese



Fonte: Autor (2021)

A chave para o funcionamento perfeito da prótese é o balanceamento das tensões, a energia elástica não pode ser muito grande, pois o paciente pode não conseguir executar o movimento completo do dedo, e ao mesmo tempo, se a energia elástica for muito baixa, a prótese não voltará a seu estado de extensão inicial, e ambos erros são inadmissíveis, pois tornam a prótese extremamente ineficiente.

Figura 50 – diagrama de movimentação completa e correta da prótese



Fonte: Autor (2021)

Assim a prótese tende a mimetizar com precisão os movimentos básicos dos dedos, e cumpre seu maior objetivo, realizando os movimentos de flexão e extensão.

3.4.5 – Usabilidade

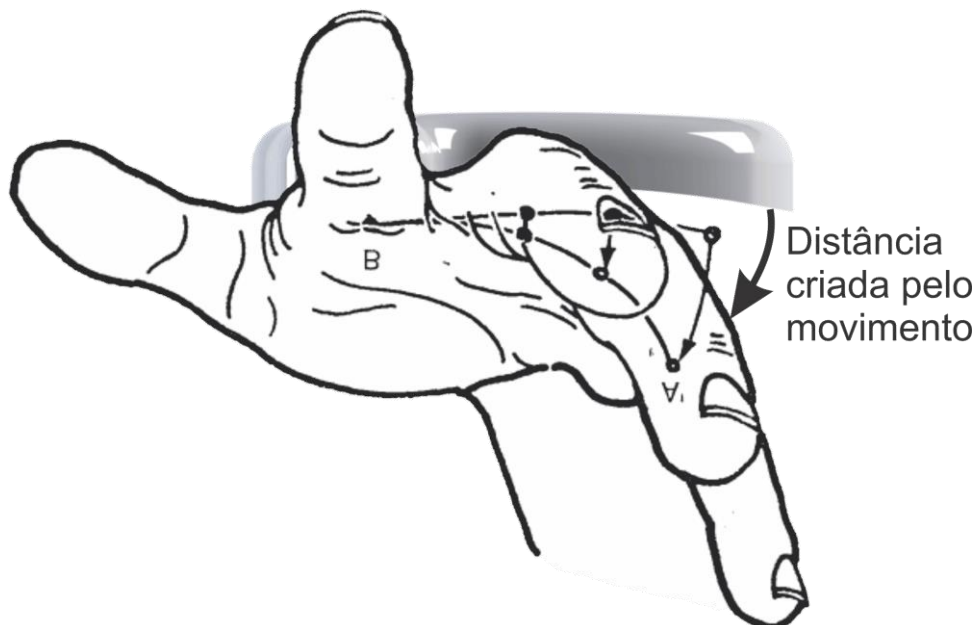
A usabilidade do produto é seu ponto mais importante, pois deve funcionar de modo que seja benéfico para o paciente, se não, o projeto não se auto justifica, e para medir sua

eficácia na questão da usabilidade sem ter um paciente, a melhor opção é simular movimentações similares as apresentadas no embasamento teórico, e analisar como a prótese se comporta de forma geral.

Analisando a partir do carpo, nenhuma movimentação natural será prejudicada, pois a prótese começa a partir do metacarpo, e não apresenta nenhum componente anterior ao mesmo, inclusive os movimentos do carpo são essenciais para total desempenho da prótese, então o peso não pode afetar a movimentação.

Partindo para o metacarpo, tem-se a peça de engaste dos filamentos FNE e FE2, o intuito da peça é simular a curvatura da dorsal da mão, e se adaptar, quando a mesma estiver estendida, mas levando em conta a amplitude de movimento apresentada na figura 4 a peça pode deixar de fazer contato perto do dedo mínimo, mas isso pode ser corrigido com ajustes de dimensionamento que não afetarão os resultados da prótese em si, pois se a peça estiver devidamente fixada os engastes tendem a permanecer no mesmo lugar. Se a peça dorsal apresentar grande incômodo para o paciente, a versão 2.0 apresentada na figura 30 pode se adaptar de uma melhor forma, pois a peça principal da base ocupa uma área ainda menor, e a tira elástica traz uma maior possibilidade de movimentação para o paciente

Figura 51 – possível erro devida movimentação do paciente

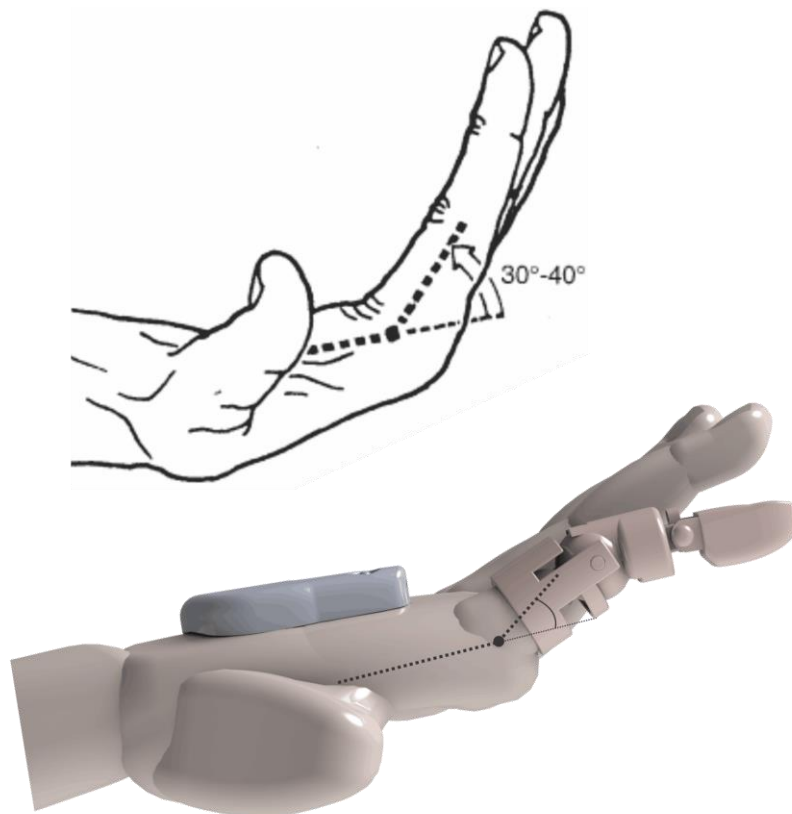


Fonte: adaptado de Kapandji por Autor (2021)

O próximo ponto de análise, e mais complexo, é a falange proximal, que acoplará o dedo. O primeiro possível problema é a adaptação ao tamanho do coto do paciente, pois existe

a possibilidade que o tamanho do ressalto utilizado no projeto não seja compatível, ficando muito comprido, ou muito curto, mas isso também é um ajuste simples, visto que não altera as geometrias referenciais da prótese, então levando em conta que a fixação entre o coto e a prótese seja satisfatória, o próximo problema são as movimentações, já que a falange proximal do paciente será mantida, toda movimentação possível, mostrada na figura 6, deve ser testada

Figura 52 – simulação de movimentação em comparação com a figura 6.2



Fonte: adaptado de Kapandji por Autor (2021)

Neste caso a prótese apresenta um movimento imperfeito devido suas limitações nos filamentos do mecanismo de funcionamento. Quando o dedo é movido para cima, isso cria uma tensão no FNE, que tende a puxar a prótese para baixo, então a simulação mais provável é que a prótese fique levemente abaixada, enquanto os outros dedos permanecem totalmente estendidos.

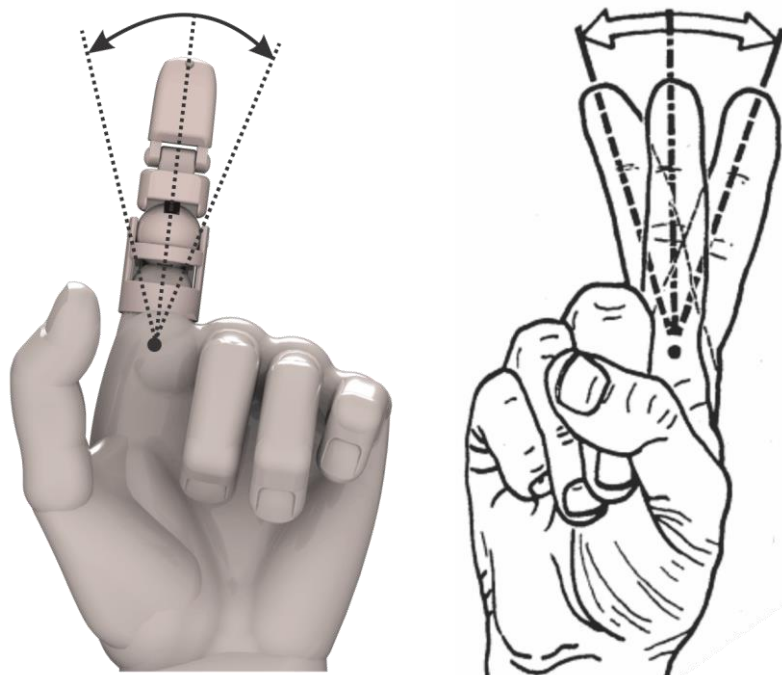
Figura 53 – simulação de movimentação em comparação com a figura 6.3



Fonte: adaptado de Kapandji por Autor (2021)

Neste caso a prótese se comporta de forma similar a humana, já que a movimentação só é possível com apoios, que tendem a travar o funcionamento da prótese, mas não deixaria de gerar tensões nos filamentos do mecanismo de ativação. Com movimentos extremos dessa natureza, tensões elevadas podem ser criadas na prótese causando alguma possível avaria.

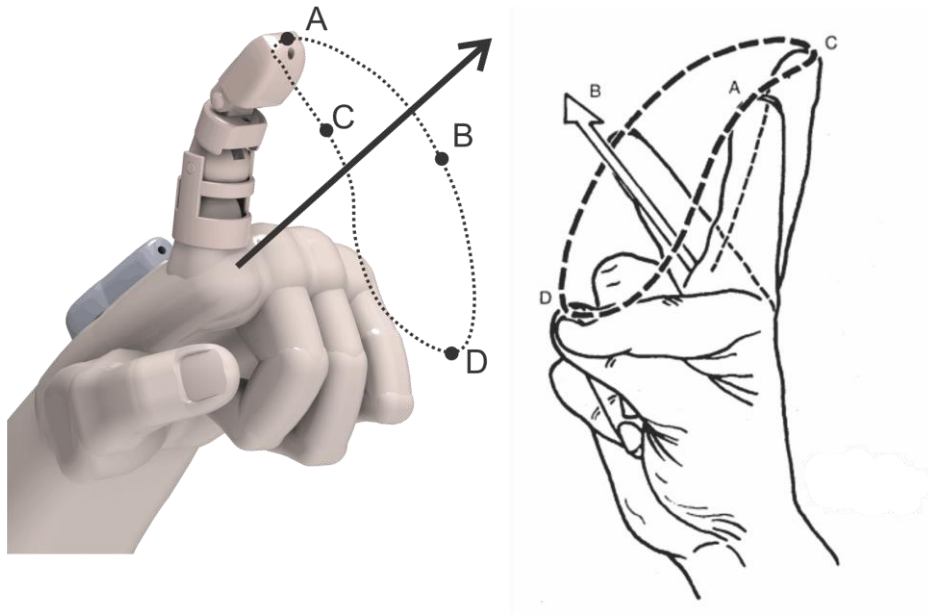
Figura 54 – simulação de movimentação em comparação com a figura 6.4



Fonte: adaptado de Kapandji por Autor (2021)

O movimento mostrado pela figura 6.4 pode ser exercido pela prótese sem problemas aparentes, já que se trata de um movimento simples e com apenas um grau de liberdade, que depende diretamente da falange proximal do paciente, e não tende a movimentações no sentido superior ou inferior.

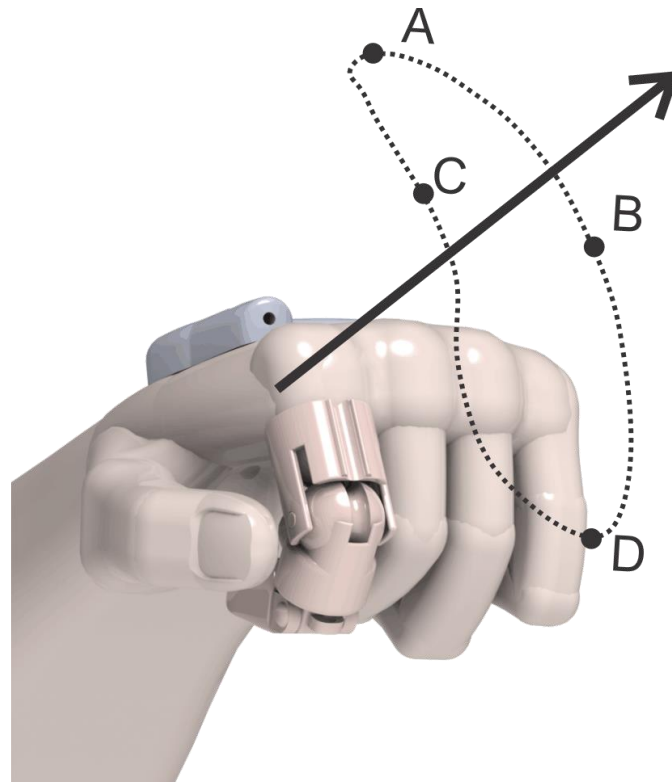
Figura 55 – simulação de movimentação em comparação com a figura 6.5



Fonte: adaptado de Kapandji por Autor (2021)

Os movimentos desempenhados pela figura 6.5 podem ser considerados os mais complexos, por envolverem múltiplos graus de liberdade simultaneamente, e para analisá-los as bases já impostas de pontos A, B, C e D foram propostas. A prótese não apresentaria problemas para se encontrar nas posições B e C, já que se assemelham muito à movimentação demonstrada pela figura 53. No ponto A, onde a movimentação se assemelha com a demonstrada na figura 51, a prótese apresentaria uma leve inclinação devido às tensões nos filamentos. Mas na posição D a prótese sofreria de um problema consequente de seu funcionamento.

Figura 56 – erro de movimentação do ponto D

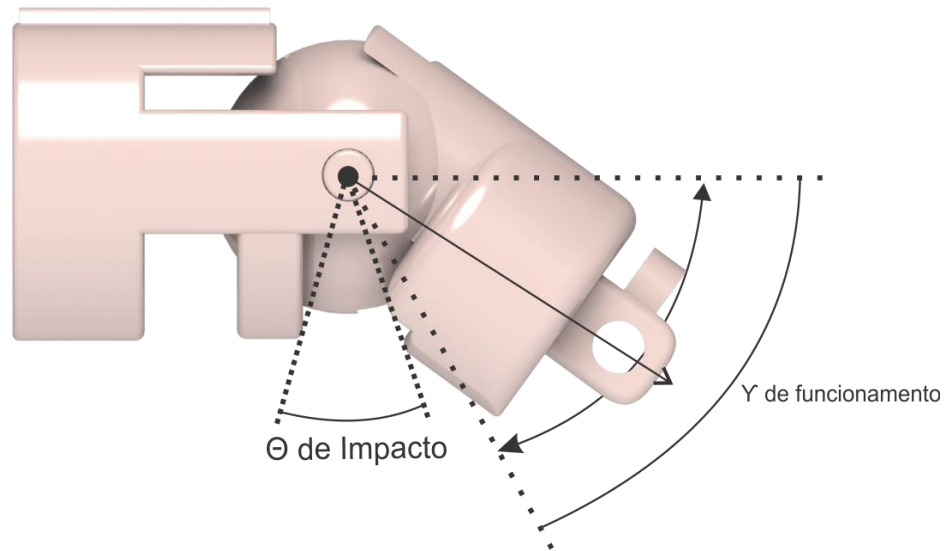


Fonte: Autor (2021)

Neste caso, como a falange proximal do paciente, tenderá a abaixar, o mecanismo de funcionamento padrão da prótese será ativado, e a mesma irá abaixar tendendo a realizar o movimento de pinça característico da mão, o que pode ser considerado como uma limitação.

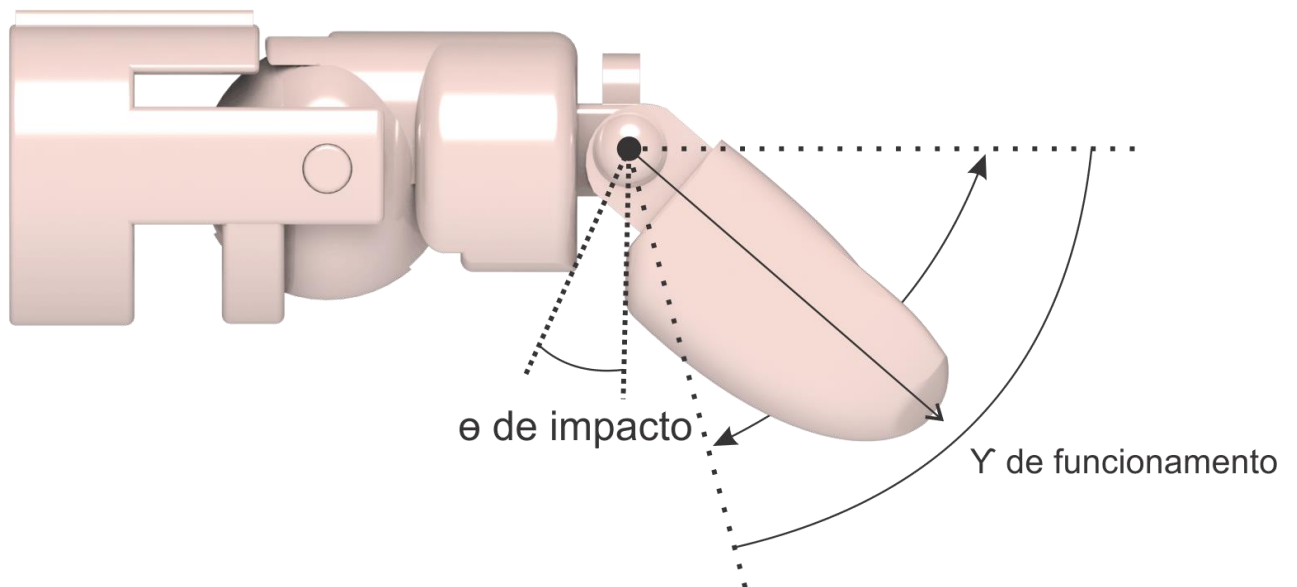
As falanges média e distal não necessitam de uma análise tão aprofundada quanto a realizada na falange proximal, já que ambas apenas possuem um grau de liberdade, a movimentação gerada pela prótese é extremamente parecida com a natural, mas também, não significa que não apresente limitações, já que o mecanismo proposto atua de forma linear, e a movimentação de uma falange desencadeia a movimentação de outra, de forma sistemática, certas posições como as demonstradas na figura 7 não serão possíveis, acompanhado de todos os movimentos interfalangeanos.

Figura 57 – grau de liberdade de movimentação da falange média



Fonte: Autor (2021)

Figura 58 – grau de liberdade de movimentação da falange distal



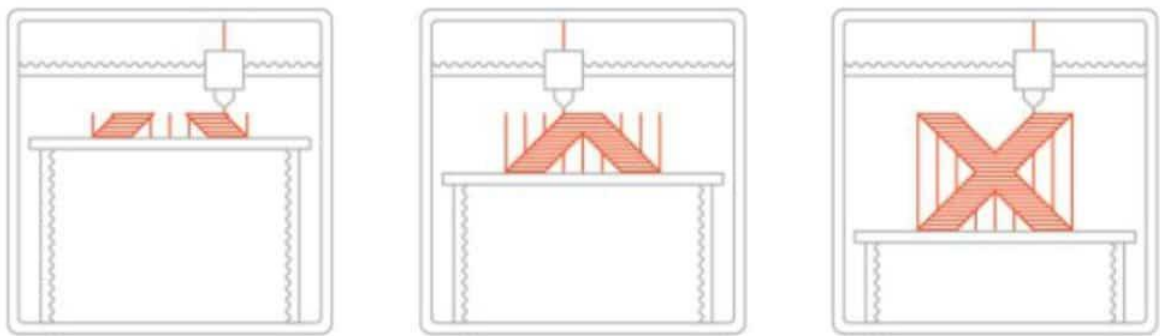
Fonte: Autor (2021)

3.4.6 – Construção

O método mais adequado de construção para prótese, devido aos seus formatos complexos é a impressão 3D, que é uma tecnologia que transforma os projetos de softwares

em objetos tangíveis. O método de fabricação se categoriza como aditivo, ou seja, é baseado na adição de material, diferente das tecnologias de tornos CNC que retiram o material. A impressão 3D está presente no mercado desde a década de 80, mas na época era muito restritiva pelo seu valor, recentemente, com avanços tecnológicos, o mercado aumentou muito seu nicho e ganhou muita popularidade. Existem vários tipos de impressão 3D, mas os mais famosos são FDM, SLA e DLP e SLS, o FDM é o método mais conhecido e amplamente utilizado, consiste em basicamente em um filamento de material, que é aquecido até a temperatura de fusão, e depositado por um bico extrusor na superfície da impressão. O material é depositado em camadas, e as impressoras atual com uma resolução entre 0,05 e 0,4 milímetros, que corresponde a altura da camada. Sua representação pode ser vista na figura 57. (3D LAB 2019)

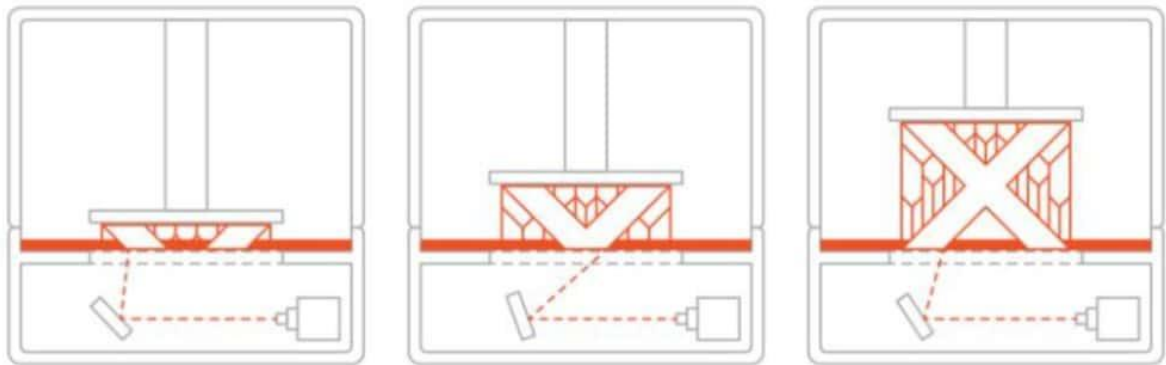
Figura 59: impressão FDM



Fonte: 3D LAB (2019)

O tipo de impressão SLA ou DLP corresponde a uma resina de fotopolímero que é curada por uma fonte de luz, o que diferencia o SLA do DLP é a luz que é usada para cura da resina, enquanto a SLA utiliza laser de pontos, a impressora DLP utiliza voxel. E pode ser observada na figura 58.

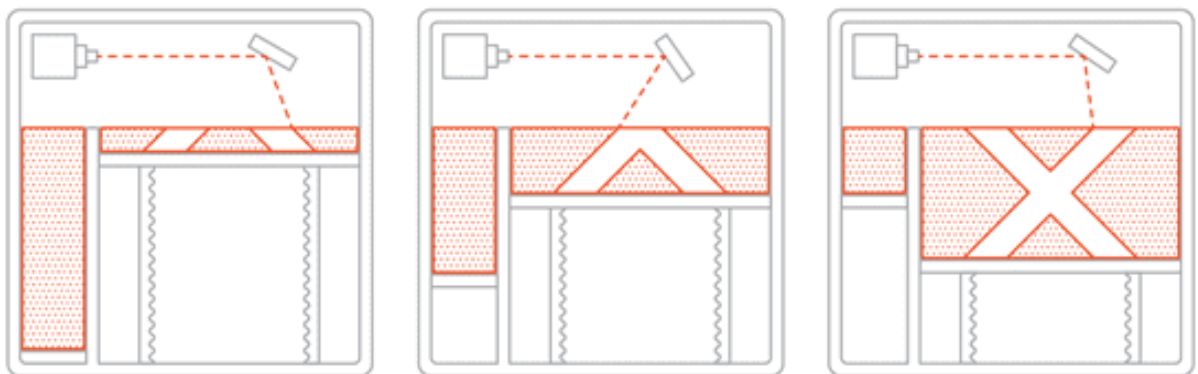
Figura 60: impressão SLA ou DLP



Fonte: 3D LAB (2019)

Na impressão SLS uma fonte de energia térmica seleciona pontos de fusão específicos entre as partículas do material em pó criando um objeto sólido, e pode ser observada na figura 59

Figura 61: impressão SLS



Fonte: 3D LAB (2019)

Como o FDM é o método mais acessível, possui uma grande abrangência no mercado, consequentemente possui procedimento mais barato e pode produzir peças com grande precisão, se torna a melhor escolha para construção da prótese. Atualmente existem três principais polímeros, e são eles ABS, PLA e PETG, e cada um possui características distintas, por isso uma seleção precisa deve ser feita antes de um possível protótipo. O ABS é um dos materiais mais usados para impressão 3D, e apresenta boas características de resistência mecânica e térmica e permite acabamento posterior, como lixamento por exemplo, possui o menor custo dentre os três, mas pode sofrer grandes contrações quando resfriado, esse fenômeno é denominado *warping*. Esse fenômeno pode descolar a peça da mesa

comprometendo a impressão, por isso é importante que o material seja escolhido para impressoras fechadas.

O PLA diferente do ABS é um termoplástico biodegradável, comparado com os outros materiais, tem altos níveis de rigidez, o que promove uma dureza maior a peça, tem uma temperatura de impressão menor que suas concorrentes, o que resulta em uma resistência térmica menor. Sua vantagem na impressão 3D é a facilidade de impressão, sem necessidade de uma mesa aquecida e nem material aderente, permitindo o uso de impressoras abertas.

O PETG é o material considerado ideal para indústria de manufatura aditiva, e pode ser considerado o substituto ideal para o ABS em médio e curto prazo, é um termoplástico indicado para impressões 3D que proporciona a peça resistência a impactos e robustez, além de possuir uma ótima resistência térmica, exigindo temperaturas de extrusão na casa dos 240 °C, pode-se dizer que é o material mais versátil para prototipagem. Esse material ganhou notoriedade na pandemia do novo corona vírus, pois a demanda por equipamentos de segurança como máscaras de proteção “*Face Shield*” (ENGRENAR JR. 2020)

O Site “fábrica 3D” disponibiliza um sistema de orçamento de impressão 3D, onde pode-se selecionar o tipo de material, resolução de fabricação e a porcentagem de preenchimento que a impressão terá, juntamente com todas as dimensões da peça e o tempo de impressão. Para a fabricação da prótese, o material ABS foi escolhido, por ser muito abrangente, a resolução da impressão para todas as peças foi alta, devida baixa escala e grande nível de detalhes, e o preenchimento em 100% para fornecer uma maior resistência mecânica.

Duas cotações foram realizadas, sua diferença foi o mecanismo que fica na dorsal da mão do paciente, e os resultados podem ser avaliados comparando as tabelas de cotação:

Prótese + Palma 1.0		Prótese + Palma 2.0	
Custo final	75,84 R\$	Custo final	67,88 R\$
Peso final	48,31 g	Peso final	43,32 g
Tempo de impressão	8 horas e 6 minutos	Tempo de impressão	6 horas e 50 minutos

Tabela 5: resumo da cotação da impressão 3D

Fonte: Autor 2021

Todas as imagens com a cotação detalhada podem ser encontradas no anexo 1.

4 – RESULTADOS E DISCUSSÕES

Devido a acidentes de trabalho, muitas pessoas têm seus membros amputados, e os dedos por serem extremidades que tem uma função significativa são alguns dos membros que mais tendem a sofrer danos consequentes a esses acidentes, por isso, a construção de uma prótese de baixo custo, mas que seja funcional se torna viável.

Uma boa forma de apresentar os resultados é recapitulando os objetivos, que em suma foram cumpridos, a pesquisa resultou no projeto de uma prótese com um funcionamento prático aplicável ao dia a dia dos pacientes, e que facilitará atividades diárias que envolvem as mãos, apresenta algumas limitações, mas as mesmas são atreladas diretamente ao funcionamento do mecanismo da prótese, e também apenas limitam posicionamentos específicos que são pouco utilizados em atividades diárias, então a princípio o projeto se auto justifica, com uma estrutura robusta, grande usabilidade, baixo custo e limitações, previsíveis, aceitáveis.

O projeto se mostra extremamente promissor, devido sua versatilidade e a tendência de barateamento no processo de produção, com todas as partes projetadas singularmente e que visam a maior adaptabilidade possível, a prótese ainda conta com um sistema de funcionamento extremamente simples e que pode ser montado, até mesmo, pelo próprio usuário sem auxílio de ferramentaria complexa. A prótese também foca em apresentar uma estética parecida com o dedo humano, o que causa menos estranheza no paciente e aumenta a chance de compatibilidade, um possível ganho de autoestima e possibilita que o paciente retorne ao mercado de trabalho se estivesse inviabilizado por conta da amputação.

5 – CONSIDERAÇÕES FINAIS

Como resultado final, o projeto se mostrou satisfatório, validando que todos os objetivos propostos foram cumpridos, seguindo uma linhagem de desenvolvimento de projeto mais fidedigna possível com um produto de uma empresa, onde as ideias foram expostas e várias versões foram feitas, focando na usabilidade do paciente primeiramente, então projetando o movimento que a prótese faria e posteriormente a adaptando para parecer mais realista e otimizar seu funcionamento. Pode-se dizer que o produto se encontra em fase de protótipo, ou de adaptação as normas técnicas, que não foram consultadas para o desenvolvimento do projeto, o que não seria um problema, já que o projeto em si é bastante volátil, ou seja, pode sofrer alterações a todo momento, o que é um ponto positivo e ao

mesmo tempo um negativo, positivo pois transforma o produto em algo muito adaptável e de fácil customização, mas em contrapartida apresentar algo definitivo em um pequeno espaço de tempo, sem realizar testes é de uma complexidade muito alta, pois vários problemas podem surgir a partir da construção do produto, como incompatibilidade nas peças, possíveis impossibilidades de fabricação, problemas com matéria-prima, defeitos de funcionamento, entre outros, mas isso só mostra que o projeto ainda tem muito potencial de melhoria. Várias dificuldades foram encontradas no tempo de desenvolvimento do produto, desde a complexidade multidisciplinar necessária para executar a prótese, até problemas com o software CAD, que demandaram uma grande quantidade de tentativas e erros.

5.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.

Por ser um produto que ainda se encontra em fase inicial de desenvolvimento, pode-se dizer, existem diversas possibilidades de melhoria em muitos pontos diferentes, mas várias delas demandam testes para serem validadas, como questões de dimensionamento e etc. Então as sugestões apresentadas desconsiderarão essas melhorias embasadas por testes, visto que, se consideradas, abririam uma gama muito extensa de possibilidades, que para todos os casos seriam apenas suposições sem o real embasamento necessário.

- Melhoras na disposição dos filamentos
- Melhorias nos terminais de engaste
- Adição de materiais para melhorar a pegada da prótese
- Adicionar melhores modos de fixar a prótese ao paciente
- Melhorias voltadas a automação

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

AFONSO, Carla; COELHO, João P.; CADETE, Ana; VASCONCELOS, Ana; BATALHA, Isabel. Amputações e Malformações Congénitas do Membro Superior na População Pediátrica - Revisão de 27 Anos. **Revista da Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação**, Alcoitão, v. 17, n. 1, p. 26-29, out. 2019.

ALCANTARA, Flavio. Amputações dos membros superiores, **Ortopedia Americana**, 2020. Disponível em: <<https://ortopediaamericana.com.br/blog/membros-superiores/>>. Acesso em 14 de maio de 2021.

AMPUTAÇÕES. **Traumatologia e Ortopedia**, [s.d.]. Disponível em: <<https://traumatologiaeortopedia.com.br/conhecimentos/amputacoes/>>. Acesso em 12 de maio de 2021.

ANDRADE FILHO, Eládio Pessoa de; PEREIRA, Francisco Carlos Ferreira. **ANATOMIA GERAL**: INTA, 2015. 365 p.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. O que é a Certificação e como obtê-la ?. **ABNT**, [s.d.]. Disponível em: <<http://www.abnt.org.br/certificacao/o-que-e>> Acesso em 18 de jun.de 2021.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **ABNT NBR 14431:2000**: Próteses e órteses - Requisitos gerais para marcação, embalagem e rotulagem de componentes. 2000. 3 p.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **ABNT NBR ISO 13405-1:1999**: Próteses e órteses - Classificação e descrição de componentes para próteses. Parte 1: Classificação de componentes para próteses. 1999. 2 p.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **ABNT NBR ISO 13405-2:1999** Próteses e órteses - Classificação e descrição de componentes para próteses. Parte 2: Descrição de componentes para próteses de membro inferior. 1999. 6 p.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **ABNT NBR ISO 8549-1:1999** Próteses e órteses – Vocabulário. Parte 1: Termos gerais para próteses externas de membros e órteses externas. 1999. 5 p.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **ABNT NBR ISO 8549-2:1999** Próteses e órteses – Vocabulário. Parte 2: Termos relativos a próteses externas de membros e aos usuários destas próteses. 1999. 4p.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **ABNT NBR ISO 8549-3:1999** Próteses e órteses – Vocabulário. Parte 3: Termos relativos a órteses externas. 1999. 5p.

AS PRÓTESES. **Braskem**, [s.d.]. Disponível em: <<https://www.braskem.com.br/paratletismo-infografico#:~:text=As%20pr%C3%B3teses%20ortop%C3%A9dicas%20mais%20antigas,colocadas%20apenas%20durante%20a%20mumifica%C3%A7%C3%A3o>>. Acesso em 17 de jun. de 2021

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de Ações Programáticas Estratégicas. **Diretrizes de atenção à pessoa amputada** / Ministério da Saúde, Secretaria de Atenção à Saúde, Departamento de Ações Programáticas Estratégicas. 1. ed. 1. reimp. – Brasília: Ministério da Saúde, 2013.36 p.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção Especializada à Saúde. **Guia para Prescrição, Concessão, Adaptação e Manutenção de Órteses, Próteses e Meios Auxiliares de Locomoção** / Ministério da Saúde, Secretaria de Atenção Especializada à Saúde, Departamento de Atenção Especializada e Temática. – Brasília: Ministério da Saúde, 2019. 108 p.

DIANA, Juliana. Ossos da Mão. **Toda Matéria**, [s.d.]. Disponível em: <<https://www.todamateria.com.br/ossos-da-mao/#:~:text=A%20caracter%C3%Adstica%20principal%20dos%20movimentos,%2C%20de senhos%2C%20entre%20outras%20atividades>>. Acesso em 03 maio de 2021.

EQUIPE BOA SAÚDE. Amputação, Causas e Reabilitação, **BOA SAÚDE**, 2021. Disponível em: <https://www.boasaude.com.br/artigos-de-saude/3903/-1/amputacao-causas-e-reabilitacao.html>>. Acesso em 14 de jun. de 2021.

EVOLUÇÃO das Próteses Humanas. **Cultura Mix**, 2018. Disponível em: <https://www.culturamix.com/cultura/curiosidades/a-evolucao-das-proteses-humanas/>>. Acesso em 17 de jun. de 2021

IDOSA tem três dedos amputados após efeito incomum da Covid-19, **SBT**, 2021. Disponível em: <https://www.sbt.com.br/jornalismo/primeiro-impacto/noticia/161084-idosa-tem-tres-dedos-amputados-apos-efeito-incomum-da-covid-19>>. Acesso em 20 de jun. de 2021.

KAPANJDI, Ibrahim Adalbert. **Fisiologia articular**. 5. ed. São Paulo: Panamericana, 2000. 298 p.

KARN, Keith S. Desingning Handheld Devices That Don't Hurt. **BRESSLERGROUP**, 2015. Disponível em: <https://www.bresslergroup.com/blog/handheld-devices-that-dont-hurt>>. Acesso em 05 de maio de 2021.

LEONARTOWICZ, Magda. Prevenção de complicações iatrogênicas, **MANUAL MSD Versão para Profissionais da Saúde**, 2018. Disponível em: <https://www.msmanuals.com/pt-br/profissional/geriatria/preven%C3%A7%C3%A3o-de-doen%C3%A7a-e-incapacidades-no-idoso/preven%C3%A7%C3%A3o-de-complica%C3%A7%C3%B5es-iatrog%C3%Aanicas>>. Acesso em 15 de jun. de 2021

LUIZ. Como Funcionam as Próteses Biônicas: Conheça as Próteses do Futuro, **bionicenter**, 2020. Disponível em: <https://bionicenter.com.br/como-funcionam-as-proteses-bionicas/#:~:text=Atualmente%20a%20pr%C3%B3tese%20bi%C3%B4nica%20ajuda,pessoa%20uma%20reconex%C3%A3o%20com%20mundo>>. Acesso em 17 de jun. de 2021.

MARTINO, Giuseppe P. COVID Fingers: Another Severe Vascular Manifestation, **European Journal of Vascular and Endovascular Surgery**, 2021. Disponível em: [https://www.ejves.com/article/S1078-5884\(20\)30676-6/fulltext](https://www.ejves.com/article/S1078-5884(20)30676-6/fulltext)> Acesso em 20 de jun. de 2021

MOROZ, Alex. Reabilitação após amputação de membro, **MANUAL MSD Versão Saúde para a Família**, 2017. Disponível em: <<https://www.msmanuals.com/pt-br/casa/fundamentos/reabilita%C3%A7%C3%A3o/reabilita%C3%A7%C3%A3o-ap%C3%B3s-amputa%C3%A7%C3%A3o-de-membro>>. Acesso em 14 de jun. de 2021.

OLIVER, Rodrigo. Segurança no trabalho em máquinas e equipamentos: Entenda tudo sobre a NR-12, **PROLIFE**, [s.d.]. Disponível em: <<https://prolifeengenharia.com.br/maquinas-e-equipamentos/>>. Acesso em 05 de jun. de 2021.

POLIS, João Eduardo. **Projeto e Construção de Parte Estrutural de Prótese de Mão Humana com Movimentos**. 2009. 69 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas Sp, 2009.

RAMOS, Waldemar J. Acidentes de trabalho: características e direitos do trabalhador, **Jusbrasil**, 2016. Disponível em: <<https://saberalei.jusbrasil.com.br/artigos/341114233/acidente-do-trabalho-caracteristicas-e-direitos-do-trabalhador#:~:text=acidente%20de%20trabalho%20%C3%A9%20o,no%20inciso%20VII%20do%20art>>. Acesso em 12 de maio de 2021.

SANTOS, Maria Tereza. Remédios anticoagulantes e coronavírus: o que você precisa saber, **Veja SAÚDE**, 2020. Disponível em: <<https://saude.abril.com.br/medicina/remedios-anticoagulantes-coronavirus/>>. Acesso em 16 de jun. de 2021

SIMONELLI, Angela Paula; JACKSON FILHO, José Marçal; SCHNEIDER, Bruna Roberta Lessa; MACHADO, Débora Regina. Retorno ao trabalho de trabalhadores com amputação de dedos em Curitiba, PR, Brasil. **Revista de Terapia Ocupacional da Universidade de São Paulo**, Curitiba PR, v. 27, p. 138-145, 2016.

SOBRE a Doença Vascular Periférica, **Medtronic**, [s.d.]. Disponível em: <<https://www.medtronic.com/br-pt/your-health/conditions/peripheral-arterial-disease.html>>. Acesso em 15 de jun. de 2021.

VARGAS, Rodrigo. Desenvolvimento do produto, **GESTÃO INDUSTRIAL**, [s.d.]. Disponível em: <<https://gestaoindustrial.com/desenvolvimento-do-produto/#:~:text=Numa%20vis%C3%A3o%20macro%2C%20as%20principais,tests%2C%20prot%C3%B3tipo%2C%20embalagens%20e%20homologa%C3%A7%C3%B5es>>. Acesso em 19 de jun. de 2021.

WELLICHAN, Danielle da Silva Pinheiro; SANTOS, Marcella Garcia Ferreira dos; LINO, Carla Cristine Tescaro Santos. Deficiência adquirida por acidente de trabalho: a superação física, pessoal e profissional após uma amputação. **Ciência em Movimento: Biociências e Saúde**, Bauru, v. 21, n. 42, p. 17-30, 2019.

XTREME Cheetah. **ÖSSUR**, [s.d.]. Disponível em: <<https://www.ossur.com.br/solucoes-proteticas/produtos/sport-solutions/cheetah-xtreme>> Acesso em 17 de jun. de 2021.

O que é impressão 3D? Conheça a tecnologia de impressoras 3D. **3D LAB**. Disponível em: <<https://3dlab.com.br/impressao-3d-o-que-e/>> Acesso em 17 de out. de 2021.

MATERIAIS para impressão 3D. **ENGRENAR Jr.** Disponível em: <<https://engrenarjr.com.br/blog/materiais-para-impressao-3d>> Acesso em 17 de out. de 2021.

O que é impressão 3D? **DICOMP**. Disponível em: <<https://www.dicomp.com.br/zortrax/projects/o-que-e-impressao-3d/>> Acesso em 17 de out. de 2021.

ORÇAMENTO de impressão 3D. **FÁBRICA 3D**. Disponível em: <<https://fabrica3d.co/wordpress/index.php/produto/orcamento/>>. Acesso em 26 de out. de 2021.

ANEXOS

ANEXO 1 – Cotação de impressão 3D

Falange proximal:



Unidade: ☒ mm ☐ polegadas

Escala: %

L x W x H: X: 2,512 xY: 3,000 xZ: 2,525 centímetros

Rotation: X: 0 ° Y: 0 °

Não foram encontrados erros.

A calcular o preço... Concluído! 100%

Atributos da peça::

Volume:	5.91 cm3
Support Material Volume:	3.11 cm3
Peso do Modelo:	6.15 g
Dimensões:	2.51 x 3.00 x 2.52 centímetros
Tempo de Impressão (hh:mm:ss):	01:03:51

Orçamento de impressão 3D

R\$10,25

1

Comprar

Material: ☒ ABS - Preto

ABS premium ☒ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐
 PETg ☒ ☐
 PLA ☒ ☐
 PLA FIBRA ☒
 TRITAN ☒

Impressora 3D : FDM - resolução ALTA

☒ FDM - resolução MÉDIA
☐ FDM - resolução ALTA
☐ FDM - resolução BAIXA

Preenchimento : 100%

☐ 30%
☐ 40%
☐ 50%
☐ 60%
☐ 80%
☒ 100%

Falange média:

Esfera.STL
Não foram encontrados erros.
A calcular o preço... Concluído! 100%



CARREGAR MODELO

Unidade: ☒ mm ☐ polegadas

Escala: %

L x W x H: X: 2,145 xY: 2,550 xZ: 3,819 centímetros

Rotation: X: 0 °Y: 0 °

Não foram encontrados erros.
A calcular o preço... Concluído! 100%

Atributos da peça::

Volume:	9.38 cm ³
Support Material Volume:	0.81 cm ³
Peso do Modelo:	9.75 g
Dimensões:	2.14 x 2.55 x 3.82 centímetros
Tempo de Impressão (hh:mm:ss):	01:44:53

Orçamento de impressão 3D

R\$15,34

1 **Comprar**

Material: **ABS - Preto**

ABS premium ☒ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐

PETg ☒ ☐

PLA ☒ ☐

PLA FIBRA ☒

TRITAN ☒

Impressora 3D : FDM - resolução ALTA

FDM - resolução MÉDIA ☒

FDM - resolução ALTA ☐

FDM - resolução BAIXA ☐

Preenchimento : 100%

☐ 30%

☐ 40%

☐ 50%

☐ 60%

☐ 80%

☒ 100%

Falange distal:



Unidade: ☒ mm ☐ polegadas

Escala: %

L x W x H: X: 1,557 xY: 1,997 xZ: 3,528 centímetros

Rotation: X: 0 °Y: 0 °

Relatório de Erros:

Faces degeneradas	0
Arestas corrigidas	6
Faces removidas	0
Faces adicionadas	6
Faces invertidas	6
Arestas invertidas	0

A calcular o preço... Concluído! 100%

Atributos da peça::

Volume:	7.46 cm ³
Support Material Volume:	0.69 cm ³
Peso do Modelo:	7.76 g
Dimensões:	1.56 x 2.00 x 3.53 centímetros
Tempo de Impressão (hh:mm:ss):	01:19:40

Orçamento de impressão 3D

R\$12,33

1

Comprar

Material: ☒ ABS - Preto

ABS premium	☒	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
PETg	☒	☐							
PLA	☒	☐							
PLA FIBRA	☒								
TRITAN	☒								

Impressora 3D : FDM - resolução ALTA

- ☒ FDM - resolução MÉDIA
- ☐ FDM - resolução ALTA
- ☐ FDM - resolução BAIXA

Preenchimento : 100%

- ☐ 30%
- ☐ 40%
- ☐ 50%
- ☐ 60%
- ☐ 80%
- ☒ 100%

Pino de fixação:

Fixação 1: STL **Z**

A calcular o preço... Concluído! 100%



CARREGAR MODELO

Unidade: ☒ mm ☐ polegadas

Escala: %

L x W x H: **X:** 0,600 **Y:** 1,946 **Z:** 0,599 centímetros

Rotation: **X:** 0 ° **Y:** 0 °

A calcular o preço... Concluído! 100%

Atributos da peça::

Volume:	0.24 cm ³
Support Material Volume:	0.02 cm ³
Peso do Modelo:	0.25 g
Dimensões:	0.60 x 1.95 x 0.60 centímetros
Tempo de Impressão (hh:mm:ss):	00:04:51

Orçamento de impressão 3D

R\$2,54

1

Comprar

Material: **ABS - Preto**

ABS premium



PETg



PLA



PLA FIBRA



TRITAN



Impressora 3D : FDM - resolução ALTA



FDM - resolução MÉDIA



FDM - resolução ALTA



FDM - resolução BAIXA

Preenchimento : 100%

☐ 30%

☐ 40%

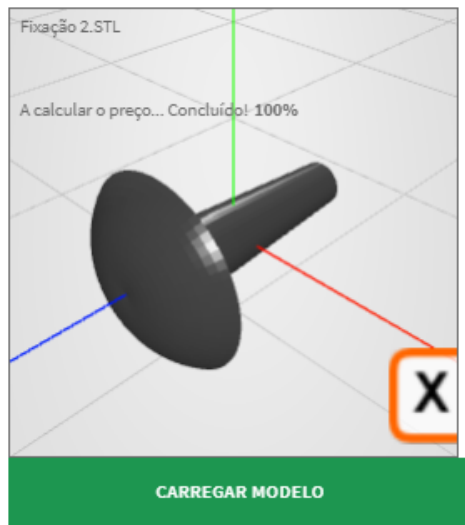
☐ 50%

☐ 60%

☐ 80%

☒ 100%

Tampa para fixação do pino:



Unidade: ☒ mm ☐ polegadas

Escala: %

L x W x H: X: 0,600 xY: 0,805 xZ: 0,600 centímetros

Rotation: X: 0 ° Y: 0 °

A calcular o preço... Concluído! 100%

Atributos da peça::

Volume:	0.04 cm3
Support Material Volume:	0.01 cm3
Peso do Modelo:	0.05 g
Dimensões:	0.60 x 0.80 x 0.60 centímetros
Tempo de Impressão (hh:mm:ss):	00:02:37

Orçamento de impressão 3D

R\$2,27

1

Comprar

Material : ☒ ABS - Preto

ABS premium	☒	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
PETg	☒	☐							
PLA	☒	☐							
PLA FIBRA	☒								
TRITAN	☒								

Impressora 3D : FDM - resolução ALTA

☒ FDM - resolução MÉDIA

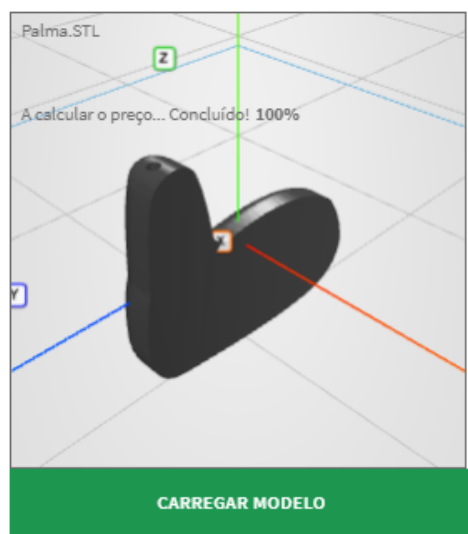
☐ FDM - resolução ALTA

☐ FDM - resolução BAIXA

Preenchimento : 100%

- ☐ 30%
☐ 40%
☐ 50%
☐ 60%
☐ 80%
☒ 100%

Peça dorsal 1.0:



Unidade: ☒ mm ☐ polegadas

Escala: %

L x W x H: X: 1,269 xY: 6,669 xZ: 5,970 centímetros

Rotation: X: 0 ° Y: 0 °

A calcular o preço... Concluído! 100%

Atributos da peça::

Volume:	23.41 cm ³
Support Material Volume:	0.71 cm ³
Peso do Modelo:	24.35 g
Dimensões:	1.27 x 6.67 x 5.97 centímetros
Tempo de Impressão (hh:mm:ss):	03:54:00

Orçamento de impressão 3D

R\$33,11

1 [Comprar](#)

Material: ☒ ABS - Preto

ABS premium ☒ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐

PETg ☒ ☐

PLA ☒ ☐

PLA FIBRA ☒

TRITAN ☒

Impressora 3D : FDM - resolução ALTA

☒ FDM - resolução MÉDIA

☐ FDM - resolução ALTA

☐ FDM - resolução BAIXA

Preenchimento : 100%

☐ 30%

☐ 40%

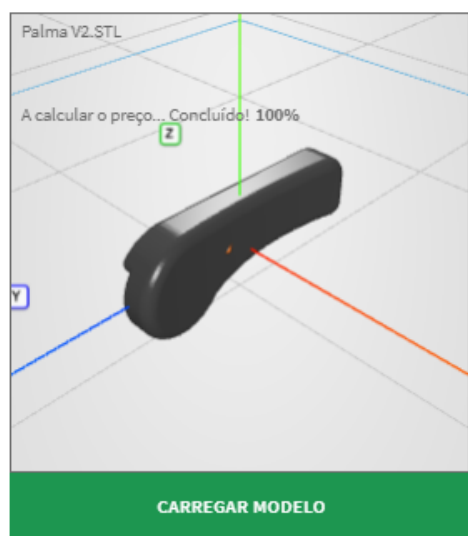
☐ 50%

☐ 60%

☐ 80%

☒ 100%

Palma dorsal 2.0:



Unidade: ☒ mm ☐ polegadas

Escala: %

L x W x H: X: 1,231 x Y: 7,000 x Z: 2,752 centímetros

Rotation: X: 0 ° Y: 0 ° Z: 0 °

A calcular o preço... Concluído! 100%

Atributos da peça::

Volume:	15.06 cm ³
Support Material Volume:	2.03 cm ³
Peso do Modelo:	15.66 g
Dimensões:	1.23 x 7.00 x 2.75 centímetros
Tempo de Impressão (hh:mm:ss):	02:24:31

Orçamento de impressão 3D

R\$21,56

1

Comprar

Material: ☒ ABS - Preto

- ☒ ABS premium
☐ PETg
☐ PLA
☐ PLA FIBRA
☐ TRITAN

Impressora 3D : FDM - resolução ALTA

☒ FDM - resolução MÉDIA

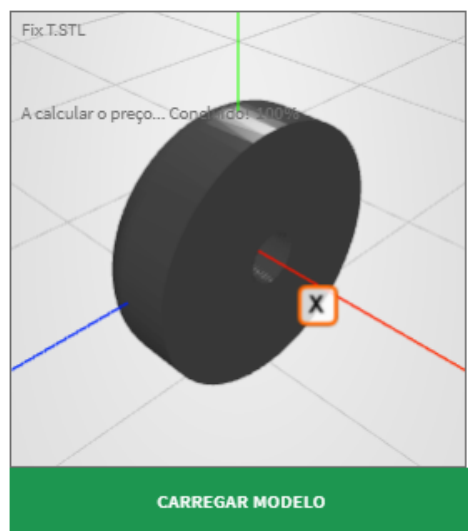
☐ FDM - resolução ALTA

☐ FDM - resolução BAIXA

Preenchimento : 100%

- ☐ 30%
☐ 40%
☐ 50%
☐ 60%
☐ 80%
☒ 100%

Fixação do elemento elástico na Palma dorsal 2.0:



Unidade: ☒ mm ☐ polegadas

Escala: %

L x W x H: X: 0,500 xY: 1,480 xZ: 1,480 centímetros

Rotation: X: 0 °Y: 0 °

A calcular o preço... Concluído! 100%

Atributos da peça::

Volume:	0.80 cm3
Support Material Volume:	0.04 cm3
Peso do Modelo:	0.83 g
Dimensões:	0.50 x 1.48 x 1.48 centímetros
Tempo de Impressão (hh:mm:ss):	00:14:20

Orçamento de impressão 3D

R\$3,59

1

Comprar

Material : ☒ ABS - Preto

ABS premium



PETg



PLA



PLA FIBRA



TRITAN



Impressora 3D : FDM - resolução ALTA



FDM - resolução MÉDIA



FDM - resolução ALTA



FDM - resolução BAIXA

Preenchimento : 100%

- ☐ 30%
- ☐ 40%
- ☐ 50%
- ☐ 60%
- ☐ 80%
- ☒ 100%