



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

Francys Marcel Rodríguez Jiménez

**IMPLEMENTAÇÃO DA METODOLOGIA DE *DESIGN THINKING* NO
DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE ROBÓTICA DE MEMBRO SUPERIOR**

Belo Horizonte

2021

Francys Marcel Rodríguez Jiménez

**IMPLEMENTAÇÃO DA METODOLOGIA DE *DESIGN THINKING* NO
DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE ROBÓTICA DE MEMBRO SUPERIOR**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Juan Carlos Campos Rúbio

Coorientador: Prof^a. Dr^a. Mariana Ribeiro Volpini Lana

Belo Horizonte

2021

R696i

Rodríguez Jiménez, Francys Marcel.
Implementação da metodologia de *Design Thinking* no desenvolvimento de uma prótese robótica de membro superior [recurso eletrônico] / Francys Marcel Rodríguez Jiménez. - 2021.
1 recurso online (122 f. : il., color.) : pdf.

Orientador: Juan Carlos Campos Rúbio.
Coorientadora: Mariana Ribeiro Volpini Lana.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Bibliografia: f. 115-122.
Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Amputação - Teses. 3. Manufatura aditiva - Teses. 4. Prótese - Teses. I. Campos Rubio, Juan Carlos. II. Lana, Mariana Ribeiro Volpini. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. IV. Título.

CDU: 621(043)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

FOLHA DE APROVAÇÃO

IMPLEMENTAÇÃO DA METODOLOGIA DESIGN THINKING NO DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE ROBÓTICA DE MEMBRO SUPERIOR

FRANCYS MARCEL RODRIGUEZ JIMENEZ

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, constituída pelos Professores: Dr. Juan Carlos Campos Rubio (Orientador-Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG), Dra. Mariana Ribeiro Volpini Lana (Faculdade Ciências Médicas de Minas Gerais), Dr. Luciano Machado Gomes Vieira (Pesquisador do Departamento de Engenharia de Produção/UFMG), Dr. Paulo Eustáquio de Faria (Departamento de Engenharia de Produção/UFMG), como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "**Mestre em Engenharia Mecânica**", na área de concentração de "**Engenharia de Manufatura e Materiais**".

Dissertação aprovada no dia 30 de março de 2021.

Por:



Documento assinado eletronicamente por **Juan Carlos Campos Rubio, Membro de comissão**, em 22/04/2021, às 15:05, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Paulo Eustáquio de Faria, Professor do Magistério Superior**, em 29/04/2021, às 16:46, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Luciano Machado Gomes Vieira, Usuário Externo**, em 30/04/2021, às 21:54, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Mariana Ribeiro Volpini Lana, Usuário Externo**, em 01/05/2021, às 14:41, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufmg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **0686873** e o código CRC **D9F150A6**.

AGRADECIMENTOS

Inicialmente, quero agradecer a Deus por me orientar e proteger neste caminho, que me deixou com uma grande formação acadêmica e pessoal. Também, por me fornecer as capacidades para alcançar os meus objetivos de vida.

À minha mãe, pelo apoio incondicional, pelas palavras de incentivo e pelos conselhos cheios de sabedoria, por ser o meu maior exemplo a seguir e a minha inspiração para afrontar os acontecimentos da vida. Ao meu irmão, pelos momentos divertidos, por sempre me provocar um sorriso e pelo seu contagiante positivismo e perseverança em materializar sonhos.

A Wendy Acevedo, por me acompanhar nesta fase da minha vida, pela constante paciência e apoio nas minhas decisões, procurando contribuir para o meu crescimento profissional e pessoal. Também à família Acevedo Ríos, por me tornar mais um membro desta família, pelas palavras motivacionais e pela contínua colaboração.

Ao professor Juan Carlos Campos Rúbio, pela valiosa orientação, pelo apoio e interesse em proporcionar os meios necessários ao desenvolvimento deste projeto, por transmitir o seu conhecimento e experiência para cumprir com sucesso os desafios que me foram apresentados e por me ter permitido partilhar com ele, conhecendo uma pessoa admirável.

Ao professor Paulo Eustáquio de Faria, por permitir o uso do LEPAM durante o período de mestrado. Também aos membros deste laboratório pela colaboração e companhia.

À professora Mariana Ribeiro Volpini Lana, por me ter permitido trabalhar em conjunto com uma oficina ortopédica, dando a conhecer os problemas apresentados e pela sua valiosa participação na geração de ideias, formando uma equipe multidisciplinar no desenvolvimento deste projeto.

Ao CNPq pelo apoio financeiro, com o qual foi possível realizar meus estudos de mestrado.

RESUMO

A prótese desempenha um papel importante no processo de reabilitação, pois é um recurso tecnológico terapêutico capaz de ampliar as capacidades funcionais da pessoa com amputação. Atualmente, as oficinas ortopédicas credenciadas ao Sistema Único de Saúde (SUS) brasileiro para atender as demandas de fabricação de prótese apresentam um processo artesanal, que gera desconforto ao paciente. Além disso, o SUS disponibiliza apenas próteses de modelo padrão dinâmicas, por tanto, não oferece ao usuário a chance de usufruir dos benefícios de uma prótese robótica. Por tanto, este trabalho tem por objetivo implementar a metodologia de projeto denominada de “*Design Thinking*” no desenvolvimento de uma prótese robótica de membro superior para amputação transradial, que tenha possibilidades de ser incluída na Tabela de Procedimentos, Medicamentos, Órteses, Próteses e Materiais Especiais (OPM) do Sistema Único de Saúde para que seja oferecida aos usuários. Trata-se de um estudo metodológico, com desenvolvimento de produto, por meio da Metodologia de *Design Thinking*. Tendo como resultado o desenvolvimento de uma prótese robótica de membro superior para amputação transradial, onde o investimento nos materiais envolvidos para sua criação foi de aproximadamente R\$ 250,00, além disso, é um tipo de dispositivo que não está disponível na tabela do SUS, por se tratar de uma prótese ativa que possui componentes eletrônicos e mecânicos que realizam o movimento de preensão palmar, com capacidade de carga de 3,7 kg nos dedos e tempo de resposta de 0,5 s. Com isso, foi demonstrado que com a implementação da metodologia de *Design Thinking* foi possível desenvolver um modelo de prótese para amputação transradial com potencial para ser incluída na tabela do SUS, demonstrando a viabilidade de execução do processo automatizado.

Palavras-chave: *Design Thinking*; prótese; amputação transradial; manufatura aditiva.

ABSTRACT

Prosthesis plays an important role in a rehabilitation process, as it is a therapeutic technological resource capable of expanding the functional capabilities of the person with amputation. However, the orthopedic workshops accredited to the Brazilian Unified Health System (SUS) to meet the demands of prosthesis manufacturing have a handmade process, which causes discomfort to the patient. In addition, the SUS only provides prostheses with dynamic standard models, not offering the user the chance to enjoy the benefits of a robotic prosthesis. Therefore, the purpose of this study was to implement the Design Thinking methodology developing an upper limb robotic prosthesis for individuals with transradial amputation, with the potential to be included in the Table of Procedures, Drugs, Orthoses, Prostheses and Materials (OPM) of the SUS to be offered to users. This is a methodological study, with product development, through the Design Thinking Methodology. A robotic prosthesis of the upper limb was developed for individuals with low-cost transradial amputation, where the investment in the materials involved for its creation was approximately R\$ 250.00. The prosthesis developed is an active prosthesis is not available in the SUS table, which perform the handgrip movement, with a load capacity of 3.7 kg on the fingers and 0.5 s response time. With this, it was demonstrated that with the implementation of the Design Thinking methodology made possible the development of an upper limb robotic prosthesis with the potential to be included in the SUS table, allowing them to take advantage of this type of technology.

Keywords: Design Thinking. Prosthesis. Transradial amputation. Additive manufacturing.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Processo tradicional de fabricação de prótese.....	18
Figura 2 - Etapas da metodologia do <i>Design Thinking</i>	19
Figura 3 - Prótese de membro superior do general romano Marcus Sergius.	24
Figura 4 - Prótese de membro superior do Götz von Berlichingen.	24
Figura 5 - Prótese de braço Ambroise Paré do século XVI.	25
Figura 6 - Prótese de membro superior do Dr. Ferdinand Sauerbruch de 1916.	26
Figura 7 - Mão mioelétrica protética com sistema de feedback proprioceptivo.....	27
Figura 8 - Prótese de membro superior com simulador mioelétrico.....	29
Figura 9 - Prótese de membro superior com sensor de pressão incorporado na luva cosmética.	30
Figura 10 - Segmentos do membro superior.....	31
Figura 11 - Sistema articular da mão humana.....	33
Figura 12 - Movimentos do punho.....	34
Figura 13 - Movimento das articulações metacarpofalângicas (MCF) da mão.	35
Figura 14 - Flexão - Extensão das articulações IFP e das articulações IFD.....	35
Figura 15 - Movimentos das articulações metacarpofalângicas (MCF) e interfalângica (IF) do polegar.....	36
Figura 16 - Níveis de amputações de membro superior.....	37
Figura 17 - Classificação das próteses passivas da mão.....	38
Figura 18 - Prótese mecânica do membro superior para a desarticulação transcarpal.	39
Figura 19 - Próteses Pneumática F3Hand.	40
Figura 20 - Prótese SSSA-MyHand	41
Figura 21 - Processo de trabalho de manufatura aditiva.	42
Figura 22 - Partes que compõem o equipamento da Modelagem por fusão e deposição. ...	44
Figura 23 - Representação esquemática do processo FDM.....	45
Figura 24 - Mão biônica impressa em 3D.....	49
Figura 25 - Adaptador de levantamento de peso.	50
Figura 26 - Mão protética com atuador com memória de forma.	51
Figura 27 - Processo de desenvolvimento da prótese de desarticulação de ombro.	52
Figura 28 - Soquete protético modular para amputação transumeral.....	53
Figura 29 - Solução desejável desde o ponto de vista humano, com o que é tecnologicamente factível e economicamente viável, para criar inovação.	54
Figura 30 - Espaços do DT.	56
Figura 31 - Processo do <i>Design Thinking</i>	58
Figura 32 - Esquema resumo do processo de criação da prótese de membro superior.	63
Figura 33 - Fluxograma do processo de digitalização 3D de um objeto.	64

Figura 34 - Câmera Intel® RealSense™ SR300 e suas partes.	65
Figura 35 - Composição da malha de uma superfície 3D no software Meshmixer.	66
Figura 36 - Impressora Rapman 3.0.	68
Figura 37 - Circuito eletrônico utilizado no sistema do dispositivo protético.	71
Figura 38 - Resumo do processo aplicado da metodologia <i>DT</i> no presente estudo.	72
Figura 39 - Processo de fabricação de próteses tradicional da oficina ortopédica credenciada.	75
Figura 40 - Representação dos diferentes tipos de amputação, juntamente com os respectivos dispositivos protéticos.	79
Figura 41 - Quadro de brainstorming obtido da fase de idealizar da metodologia <i>DT</i>	85
Figura 42 - Digitalização 3D do membro superior esquerdo, com corte simulando amputação transradial.	86
Figura 43 - Digitalização 3D do braço e da mão.	87
Figura 44 - Digitalizações com malhas limpas no software Meshmixer.	88
Figura 45 - Modelo inicial da mão do dispositivo protético.	90
Figura 46 - Procedimento realizado no software Rhinoceros ® para obter o modelo de cada um dos dedos.	91
Figura 47 - Modelo final da estrutura dos dedos do dispositivo protético.	92
Figura 48 - Procedimento realizado no software Rhinoceros ® para obter o modelo da palma.	92
Figura 49 - Modelo final da estrutura da palma do dispositivo protético.	93
Figura 50 - Modelo do antebraço obtido no software Rhinoceros ®.	94
Figura 51 - Modelo final da estrutura do antebraço do dispositivo protético.	95
Figura 52 - Modelo da primeira peça da estrutura dos acoplamentos do dispositivo protético.	96
Figura 53 - Modelos das outras peças da estrutura dos acoplamentos do dispositivo protético.	96
Figura 54 - Projeto 3D final da prótese de membro superior.	97
Figura 55 - Fatiamento simulado da conformação das peças no software de impressão.	98
Figura 56 - Partes do dispositivo protético obtidas por manufatura aditiva.	99
Figura 57 - Diagrama de blocos do funcionamento do sistema do dispositivo.	100
Figura 58 - Estrutura montada da mão do dispositivo.	101
Figura 59 - Projeto 3D dos carretéis dos servomotores e sua obtenção pela manufatura aditiva.	102
Figura 60 - Estruturas de mão e antebraço montadas, bem como implementação de hardware do sistema.	102
Figura 61 - Dispositivo protético para amputação transradial desenvolvido.	103

Figura 62 - Comparação da simetria e proporção de tamanho entre o membro escaneado e a prótese obtida por este processo automatizado.....	104
Figura 63 - Dispositivo protético de membro superior segurando diversos objetos. (a) uma garrafa de repelente, (b) uma laranja, (c) um controle de televisão, (d) uma caneca, (e) um telefone celular, (f) cumprimentando.....	105
Figura 64 - Tempo de fabricação da prótese de membro superior implementando o processo automatizado.	110

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Resumo dos avanços tecnológicos de membro superior apresentados.	30
Quadro 2 - Classificação das tecnologias da manufatura aditiva segundo a ASTM F2792-12a (2013).	43
Quadro 3 - Resumo das informações obtidas na reunião com os responsáveis técnicos da oficina ortopédica credenciada.	77
Quadro 4 - Aspectos gerais que foram considerados para fazer a hierarquia na fabricação de uma prótese de membro superior.	80

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Lista de Próteses de membro superior fornecidas pelo SUS.....	17
Tabela 2 - Faixa de temperaturas dos materiais de Modelagem por fusão e deposição.	46
Tabela 3 - Especificações Técnicas do Poli (ácido lático).	67
Tabela 4 - Especificações Técnicas da impressora Rapman 3.0.	68
Tabela 5 - Especificações Técnicas do potenciômetro B10k.....	69
Tabela 6 - Especificações do Arduino Nano usado no sistema do dispositivo.	70
Tabela 7 - Especificações dos servo motores usados no sistema do dispositivo.	70
Tabela 8 - Fatores relacionados as amputações realizadas pelo SUS no Brasil.	77
Tabela 9 - Distribuição quanto ao tipo de causa da amputação, o sexo e a faixa etária dos pacientes submetidos à amputação em uma rede hospitalar pública.....	78
Tabela 10 - Distribuição da frequência dos níveis de amputação em membros superiores e inferiores do Instituto Nacional de Reabilitação (INR).	79
Tabela 11 - Hierarquia dos aspectos gerais para priorizar os requisitos estabelecidos.	81
Tabela 12 - Ordem hierárquica dos aspectos gerais que devem ser considerados para criar um modelo de prótese de membro superior.....	82
Tabela 13 - Tempo de impressão e massa estimados no software 3D Repetier-Host.....	98
Tabela 14 - Custo total dos materiais utilizados no desenvolvimento da prótese de membro superior.....	109
Tabela 15 - Especificações do dispositivo protético de membro superior.....	111

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno
AM	Manufatura Aditiva
ASTM	Sociedade Americana de Ensaios e Materiais
CAD	Desenho Assistido por Computador
CMC	Articulação Carpometacárpica
DT	<i>Design Thinking</i>
FDM	Modelagem por Fusão e Deposição
HIPS	Poliestireno de Alto Impacto
IF	Articulação Interfalângica
IFD	Articulação Interfalângica Distal
IFP	Articulação Interfalângica Proximal
MCF	Metacarpofalângica
OPM	Órteses, Próteses e Meios Auxiliares de Locomoção
PA	Poliamida
PLA	Poli (ácido láctico)
SIHSUS	Sistema de Informações Hospitalares do Sistema Único de Saúde
SLA	Estereolitografia
SLM	Fusão Seletiva a Laser
SLS	Sinterização Seletiva de Laser
STL	Linguagem de Padrão Triangular (STereoLithography)
SUS	Sistema Único de Saúde
TA	Tecnologia Assistiva

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	14
1.1. Objetivos	21
1.1.1. <i>Objetivo Geral</i>	21
1.1.2. <i>Objetivos Específicos</i>	21
1.2. Justificativa	21
1.3. Organização do Texto	22
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	23
2.1. Surgimento e Desenvolvimento das Próteses	23
2.2. Avanços Tecnológicos em Próteses de Membros Superiores	26
2.3. Anatomia do Antebraço e da Mão	31
2.3.1. <i>Articulações do Punho e da Mão</i>	32
2.3.2. <i>Movimentos e Intervalos de Mobilidade</i>	33
2.3.2.1. <i>Movimentos de Punho</i>	33
2.3.2.2. <i>Movimentos da Mão</i>	34
2.4. Amputação do Membro Superior	36
2.5. Classificação das Próteses	37
2.5.1. <i>Próteses Passivas</i>	38
2.5.2. <i>Próteses Ativas</i>	38
2.5.2.1. <i>Próteses Mecânicas</i>	39
2.5.2.2. <i>Próteses Pneumáticas</i>	39
2.5.2.3. <i>Próteses Mioelétricas</i>	40
2.6. Manufatura Aditiva	42
2.7. Próteses de Membro Superior Fabricadas pela Manufatura Aditiva	47
2.8. Design Thinking	53
2.8.1. <i>Espaços do Design Thinking</i>	55
2.8.1.1. <i>Inspiração</i>	56
2.8.1.2. <i>Ideação</i>	56
2.8.1.3. <i>Implementação</i>	57
2.8.2. <i>Processo de Design Thinking</i>	57
3. MATERIAIS E MÉTODOS	63
3.1. Digitalização 3D	63
3.2. Ajuste dos Modelos Digitalizados	65
3.3. Projeto 3D do Protótipo	66

3.4. Impressão 3D do Protótipo	67
3.5. Construção do Protótipo.....	69
4. RESULTADOS DA APLICAÇÃO DA METODOLOGIA DE DESIGN THINKING NO DESENVOLVIMENTO DE PRODUTOS PROTÉTICOS.....	72
4.1. Fase 1, Empatizar	73
4.2. Fase 2, Definir	76
4.3. Fase 3, Idealizar	82
4.4. Fase 4, Prototipar	86
4.4.1. Digitalização da Extremidade.....	86
4.4.2. Ajustes das Digitalizações no Software Meshmixer	88
4.4.3. Projeto do Protótipo de Prótese	88
4.4.3.1. Estrutura dos Dedos	90
4.4.3.2. Estrutura da Palma	92
4.4.3.3. Estrutura do Antebraço	93
4.4.3.4. Estrutura dos Acoplamentos	95
4.4.4. Impressão do Modelo.....	97
4.4.5. Construção do Dispositivo Protético.....	99
4.5. Fase 5, Testar	104
4.6. Processo de Feedback	111
5. CONCLUSÕES.....	113
REFERÊNCIAS.....	115

1. INTRODUÇÃO

De acordo com a lei nº 13.146 (2015), uma pessoa com deficiência é aquela que possui um impedimento de longo prazo de natureza física, mental, intelectual ou sensorial, o qual, em interação com uma ou mais barreiras, pode obstruir sua participação plena e efetiva na sociedade em igualdade de condições com as demais pessoas. A deficiência física é a alteração completa ou parcial de um ou mais segmentos do corpo humano, acarretando o comprometimento da função física. Dentre as inúmeras deficiências físicas, encontra-se a amputação. A amputação é a remoção parcial ou total de um membro do corpo devido a traumatismos físicos, tumores ou doenças vasculares.

A amputação, pode objetivar a sobrevivência de uma pessoa, reduzir os sintomas dolorosos e melhorar a função. Inicialmente, o termo “amputado” era utilizado para definir uma pessoa com perda física de um membro. No entanto, atualmente, o novo conceito compreende que a deficiência não está na pessoa, mas na relação entre a pessoa que possui um impedimento, com o meio, ou seja, barreiras, que impedem sua participação plena na sociedade. Assim, o termo “amputado” foi substituído pelo termo “pessoa com amputação” (MATOS; *et al.*, 2018).

Um estudo da epidemiologia de amputações de membros no Brasil, utilizando-se o banco de dados do Sistema de Informações Hospitalares do Sistema Único de Saúde (SIHSUS), relatou o registro de 361.585 procedimentos cirúrgicos fornecidos pelo SUS, no período de 2008 a 2015, gerando ao setor público um ônus de R\$ 416.230.667,00. Os resultados colocaram a região sudeste como a que apresentou o maior número de amputações do país, com 48,6% do número de casos, seguida pelo nordeste, com 28,8%, e pelo sul, com 15,7%. Além disso, o estudo desenvolveu uma média anual de amputações de membros em cada estado brasileiro, onde Minas Gerais registrou 24 casos por 100 mil habitantes (PEIXOTO; *et al.*, 2017).

Segundo os autores Korb, *et al.* (2019), em comparação com as informações disponíveis sobre as amputações de membros inferiores, existem poucas informações sobre as alterações ou consequências causadas pelas amputações de membros superiores, gerando dificuldades na caracterização das pessoas com este tipo de amputação no Brasil. Associada a perda do membro superior, estão os impactos físicos e psicológicos causados pela limitação na funcionalidade e pelo declínio na

qualidade de vida. Além disso, a incapacidade provocada pela amputação interfere negativamente no relacionamento da pessoa com amputação com a sociedade, bem como na sua independência, na sua habilidade para efetuar atividades de vida diárias e na sua capacidade para desenvolver atividades laborais (GARCIA; *et al.*, 2019).

No Brasil, existe um sistema de saúde público denominado Sistema Único de Saúde (SUS), que garanta o acesso integral, universal e gratuito para toda a população do país. Nele, a gestão das ações e dos serviços de saúde devem ser solidários e participativos entre os três entes da Federação: a união, os estados e os municípios. A rede que compõe o SUS é ampla e abrange a atenção primária, que possui caráter preventivo, a secundária, que é composta por serviços especializados em hospitais e ambulatórios, e a terciária, que fornece atendimento de alta complexidade, em hospitais de grande porte. Além disso, a Política Nacional de Saúde da Pessoa Portadora de Deficiência, assegura serviços adicionais, como, por exemplo, a Portaria n.º 116/93, que inclui a concessão de órteses e próteses na tabela de procedimentos ambulatoriais do SUS; e a Portaria n.º 146/93, que regulamenta a concessão de órteses e próteses visando a reabilitação e a inserção social (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2017).

A Política Nacional de Saúde da Pessoa com Deficiência tem como objetivo principal a reabilitação da pessoa com deficiência na sua capacidade funcional e de desempenho humano, desenvolvendo habilidades, recursos pessoais e comunitários. Adicionalmente, procura promover a independência e a participação social das pessoas com deficiência frente à diversidade de condições e necessidades, a fim de contribuir na sua inclusão social e prevenir os agravos que determinem o aparecimento de deficiências. Qualquer pessoa que apresente redução funcional tem direito ao diagnóstico e à avaliação de uma equipe multiprofissional (formada por médicos, fisioterapeutas, psicólogos, terapeutas ocupacionais, fonoaudiólogos, assistentes sociais, enfermeiros, nutricionistas e outros), assim como a beneficiar-se dos processos de reabilitação de seu estado físico, mental ou sensorial. (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2008).

Na reabilitação, um termo amplamente utilizado é tecnologia assistiva (TA), que é definida como produtos, equipamentos, dispositivos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que tenham como objetivo promover a funcionalidade, relacionada à atividade e à participação da pessoa com deficiência ou com mobilidade

reduzida, visando à sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social. Dentre os recursos disponíveis da TA que garantam a igualdade de oportunidades das pessoas com deficiência, estão as órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção (OPM) (LEI Nº 13.146, 2015).

Deve-se destacar que o SUS não possui oficinas ortopédicas próprias e trabalha com oficinas ortopédicas credenciadas, que são prestadoras de serviços ao SUS, devidamente cadastradas no Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde (CNES). As oficinas ortopédicas credenciadas são serviços ou estabelecimentos de saúde que se dedicam a promover o acesso às órteses, às próteses e aos meios auxiliares de locomoção, por meio da dispensação, confecção, adaptação, manutenção, ajustes e pequenos consertos.

Para que o SUS e as oficinas ortopédicas credenciadas funcionem juntos, elas utilizam a tabela SIA/SUS: órteses, próteses, meios auxiliares de locomoção e cadeiras de rodas, atualizada em fevereiro de 2015 pelo Ministério da Saúde. A tabela do SUS descreve os recursos que serão disponibilizados aos usuários como, por exemplo, uma prótese, e os valores a serem repassados pela União, aos seus prestadores, pelos procedimentos realizados. Em relação às próteses de membro superior, a Tabela 1 mostra os tipos de próteses fornecidas. Porém, é possível verificar pela lista de recursos oferecidos, o SUS fornece somente próteses funcionais de membro superior de mão mecânica.

Por outro lado, a possibilidade de utilizar meios protéticos permite melhorar a função e a participação dos indivíduos e amenizar inúmeras deficiências. Sabendo que a prótese é um dispositivo de reabilitação que substitui uma parte ausente do corpo, no caso de membros superiores, o objetivo principal é melhorar a capacidade de manipulação da pessoa amputada, contribuindo na realização das atividades de vida diária, por meio da restauração das funções do membro ausente (HECKATHORNE, C., 2002). Desta forma, o indivíduo pode ser reintegrado às suas atividades com auxílio de um dispositivo protético, capaz de aumentar a funcionalidade em suas habilidades físicas e melhorar sua qualidade de vida. Este tipo de dispositivo tem como exigência primeira a necessidade de ser produzido com dimensões e geometrias específicas do membro remanescente, o qual é denominado frequentemente de coto. Assim sendo, os aspectos biomecânicos que permitem a funcionalidade do equipamento devem ser levados em consideração durante o

desenvolvimento da prótese, permitindo adaptação às diferentes deficiências em decorrência de deformidades ou traumatismos (SOUZA; *et al.*, 2019).

Tabela 1 - Lista de Próteses de membro superior fornecidas pelo SUS.

TABELA SIA/SUS: PROTESE DE MEMBRO SUPERIOR			
Código	Tipo	Descrição	Valor Unit. (R\$)
07 01 02 043-1	Prótese funcional endoesquelética P/amputação transumeral.	Prótese funcional laminada em resina acrílica para amputação transumeral, suspensão por correias com ou sem alça sobre ombro, articulação de cotovelo com bloqueio ativo em múltiplos estágios por trava contínua, punho de rosca com mão mecânica revestida de luva cosmética acionada por um sistema de tirantes e correias.	5211,00
07 01 02 044-0	Prótese funcional exoesquelética P/ desarticulação de cotovelo (punho de rosca).	Prótese funcional laminada em resina acrílica para desarticulação de cotovelo, suspensão por manguito umeral e supracondilar, articulação de cotovelo externa com bloqueio ativo de múltiplos estágios, punho de rosca com mão mecânica revestida de luva cosmética acionada por um sistema de tirantes e correias.	5300,00
07 01 02 045-8	Prótese funcional exoesquelética P/ desarticulação de cotovelo (punho universo).	Prótese funcional exoesquelética para desarticulação de cotovelo confeccionada em resina acrílica com suspensão por correia em oito (8) ou (9) cabo de tração, articulação de cotovelo externa com bloqueio ativo de múltiplos estágios punho universal, mão funcional revestida em luva cosmética.	5640,00
07 01 02 046-6	Prótese funcional exoesquelética para amputação transradial.	Prótese para amputação transradial laminada em resina acrílica sistema de correias em oito (8) ou nove (9) cabo de tração punho universal. Mão funcional com luva cosmética.	3105,00
07 01 02 047-4	Prótese funcional exoesquelética transradial C/ Gancho de dupla força.	Prótese funcional laminada em resina acrílica para amputação transradial curta, suspensão por manguito umeral, articulação de cotovelo multiplicador gancho de dupla força de preensão e mão mecânica revestida de luva cosmética acionados por um sistema de tirantes e correias.	5790,00
07 01 02 048-2	Prótese funcional exoesquelética transradial coto curto.	Prótese para amputação transradial encaixe tipo Kuhn (MUNSTER) laminada em resina acrílica articulação de cotovelo com multiplicador sistema de correias em oito ou nove. Punho universal mão funcional revestida por luva cosmética.	5300,00
07 01 02 049-0	Prótese funcional exoesquelética transradial p/punho de troca rápida c/ gancho de dupla força.	Prótese funcional laminada em resina acrílica para amputação transradial, suspensão por manguito umeral e supracondilar punho de troca rápida com gancho de dupla força de preensão e mão mecânica revestida por luva cosmética acionamento por meio de tirantes e correias.	5100,00
07 01 02 050-4	Prótese funcional exoesquelética transumeral.	Prótese funcional laminada em resina acrílica para amputação transumeral, suspensão por correias com ou sem alça sobre o ombro, articulação de cotovelo com bloqueio ativo em múltiplos estágios por trava contínua punho de troca rápida com gancho de dupla força de preensão e mão mecânica revestida de luva cosmética acionados por sistema de tirantes e correias.	6603,00

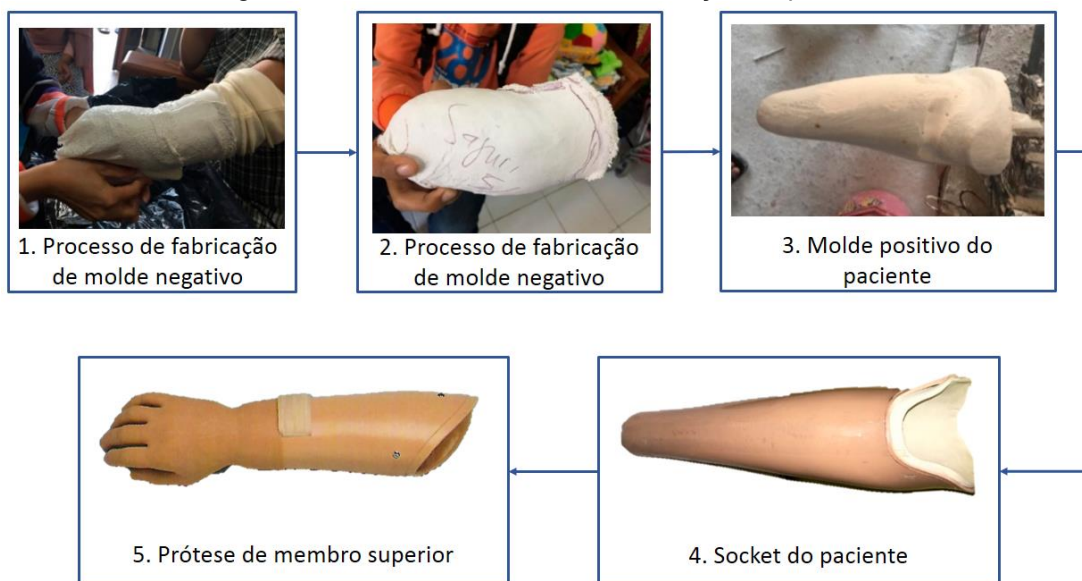
Fonte: adaptado da tabela SIA/SUS, de órteses próteses, meios auxiliares de locomoção e cadeiras de rodas, atualizada em fevereiro de 2015.

Atualmente, a maioria das oficinas ortopédicas credenciadas atendem às demandas de próteses por meio de seu processo tradicional que normalmente é artesanal. O processo tradicional de fabricação de uma prótese inicia,

frequentemente, pela confecção de um modelo em gesso do coto, denominado molde negativo, com vistas a obter as medidas antropométricas do membro que será protetizado. O molde negativo, oco, confeccionado em gesso, será então preenchido com uma solução de gesso e água, criando-se uma réplica do coto, em gesso maciço, que recebe o nome de molde positivo do paciente. Em seguida, o técnico protesista realiza correções e alinhamentos no molde positivo, obtendo assim um modelo de encaixe, também denominado *socket*, da prótese. O encaixe é a peça que faz a interface entre o coto e a prótese.

Existem algumas desvantagens em usar essa técnica, como o desconforto no qual a pessoa com amputação é submetido enquanto o técnico protesista modela a atadura gessada na extremidade do coto para obter o molde negativo e a dependência do tempo e da habilidade desde protesista quanto à precisão e à qualidade da prótese (BLAYA; *et al.*, 2018). O processo tradicional de confecção de prótese é apresentado na figura 1, por meio de um desenho esquemático.

Figura 1 - Processo tradicional de fabricação de prótese.



Fonte: Adaptado de Ismail, *et al* (2020).

No entanto, algumas oficinas ortopédicas credenciadas estão preparadas para utilizar um novo processo automatizado de fabricação de próteses, o que permite solucionar os problemas de desconforto na obtenção dos dados antropométricos gerados no método tradicional. Da mesma forma, permite a utilização de ferramentas computacionais de desenho assistido por computador (CAD), a fim de gerar projetos de próteses, considerando aspectos funcionais, tecnológicos, estéticos e

ergonômicos. Além disso, oferece a possibilidade de utilizar tecnologias de fabricação, onde os modelos de próteses projetados possam ser obtidos, independentemente do nível de complexidade da geometria.

Mas também, é necessário implementar uma metodologia centrada no cliente, que ajude a estabelecer a aplicação de um processo automatizado de fabricação de próteses com novas tecnologias para melhorar os produtos fabricados para os usuários. O *Design Thinking* (DT) é uma metodologia que pode ser utilizada para resolução dessas questões, visto que consiste em uma abordagem de solução de problemas colaborativa centrada no usuário que impulsiona a inovação por meio de interação e práticas criativas. A realização dessa metodologia é baseada em cinco etapas. Essas etapas não são lineares, podem ocorrer simultaneamente e podem ser repetitivas, o que segundo os designers configura um "processo iterativo". A figura 2 ilustra as etapas da metodologia *Design thinking* proposta pela dschool Stanford (DSCHOOL., 2010).



Fonte: Adaptado do Institute of Design at Stanford (2010).

O DT é uma metodologia que ajuda gerar produtos, combinando a criatividade e a interdisciplinaridade, e por sua vez, dando uma abordagem centrada no usuário. É considerada uma metodologia que busca desenvolver produtos e serviços fora dos métodos tradicionais, proporcionando uma abordagem integrada entre o usuário e a equipe de DT. Essa equipe requer o envolvimento de especialistas e profissionais de diversas disciplinas, onde as ideias são geradas e avaliadas para formar novos conceitos (VAN REINE, P., 2017). Essa metodologia, além de estudar e analisar as necessidades dos usuários, busca visualizar quais produtos, serviços ou tecnologias

podem atender a essas necessidades. Portanto, o DT envolve a criação de protótipos que são testados, descartados e novamente revisados, demonstrando que é impossível definir requisitos ou especificações apenas com as informações obtidas no início do processo das fases (SERRAT, O., 2017).

Um processo de fabricação que vem conquistando espaço no mercado industrial e pode ser utilizada no desenvolvimento de uma peça implementando a metodologia DT é a manufatura aditiva (MA), que consiste na obtenção de modelos tridimensionais (3D) de geometrias complexas previamente desenhados em um software CAD, por meio da deposição de material camada por camada até completar a peça desejada. Este processo de fabricação demonstrou ter alta capacidade para produzir inúmeros dispositivos a baixo custo, dependendo do material utilizado e da técnica aplicada, tais como a estereolitografia (SLA), a Modelagem por fusão e deposição (FDM), a sinterização seletiva de laser (SLS) e a fusão seletiva a laser (SLM) (NAZIR; *et al.*, 2019).

A manufatura aditiva é aplicada em diversas áreas como a medicina, a aeroespacial, a engenharia, entre outras. No campo da reabilitação, o desenvolvimento de projetos que implementem manufatura aditiva na fabricação de próteses tem evoluído rapidamente, devido à necessidade por desenvolver dispositivos individualizados, já que que esses produtos devem se adaptar perfeitamente às formas anatômicas da pessoa com amputação e cumprir sua função de reabilitação. Além disso, a confecção das próteses permite customizar os dispositivos e adaptá-los a complexas características geométricas, com alta precisão, fabricando esses produtos de forma eficiente em termos de prazo de entrega, qualidade do produto e custos (BARRIOS; *et al.*, 2020).

Uma ferramenta utilizada para aplicar a AM na reabilitação é a digitalização, a qual captura informação das medidas antropométricas do paciente usando o escaneamento 3D. O propósito de um scanner 3D é geralmente criar uma nuvem de pontos a partir de amostras geométricas da superfície do objeto. Esses pontos podem ser usados para extrapolar a forma do objeto (um processo chamado reconstrução). A digitalização na área da reabilitação é apresentada como uma ferramenta útil para realizar o design de próteses e órteses (BRENDLER; *et al.*, 2016).

Portanto, com a implementação da metodologia de *Design Thinking* surge uma nova alternativa para atender as necessidades de uma oficina ortopédica credenciada pelo SUS na cidade de Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil, que está dotada com o equipamento e a capacidade produtiva necessária para aplicar um processo automatizado de fabricação de próteses, a fim desenvolver uma prótese robótica de membro superior de baixo custo que tenha possibilidades de ser incluída na Tabela de Procedimentos, Medicamentos, Órteses, Próteses e Materiais Especiais (OPM) do Sistema Único de Saúde.

1.1. Objetivos

1.1.1. *Objetivo Geral*

O objetivo geral deste trabalho é implementar a metodologia de projeto denominada de “*Design Thinking*” no desenvolvimento de uma prótese robótica de membro superior para amputação transradial, que tenha possibilidades de ser incluída na Tabela SIA/SUS, de órteses, próteses, meios auxiliares de locomoção e cadeiras de rodas, atualizada em fevereiro de 2015, do Sistema Único de Saúde para que seja oferecida aos usuários.

1.1.2. *Objetivos Específicos*

- Desenvolver uma prótese robótica de membro superior para amputação transradial por meio das 5 etapas da metodologia *Design Thinking*, empatizar, definir, idealizar, prototipar e testar que satisfaça os requerimentos do cliente;
- Produzir uma prótese de membro superior por meio da manufatura aditiva;
- Testar a prótese desenvolvida por meio da metodologia *Design Thinking* em relação aos custos considerando as próteses atualmente inseridas na tabela SIA/SUS.

1.2. Justificativa

Passar por um processo de amputação pode prejudicar a qualidade de vida das pessoas, interferindo na sua capacidade de realizar as atividades da vida diária e laborais, gerando impactos físicos e psicológicos. Por isso, em um processo de reabilitação, o principal objetivo é melhorar a capacidade funcional das pessoas,

desenvolvendo habilidades e promovendo a independência e a sua participação social.

Conforme mencionado na introdução, existem oficinas ortopédicas credenciadas pelo SUS que se responsabilizam pelo processo de reabilitação dos usuários submetidos ao processo de amputação. Para isso, é utilizada a Tabela de Procedimentos, Medicamentos, Órteses, Próteses e Materiais Especiais (OPM) do SUS que especifica os tipos de dispositivos que serão fornecidos aos usuários. Esses dispositivos são modelos padrão, que no caso das próteses de membro superior para amputação transradial, são apenas dispositivos protéticos com mão mecânica, portanto, não oferece ao usuário a chance de usufruir dos benefícios de uma prótese robótica.

A oficina ortopédica credenciada com a qual foi desenvolvido este projeto está localizada na cidade de Belo Horizonte, e atende aos requisitos estabelecidos pelo SUS de próteses de membro superior por métodos artesanais, o que gera certo desconforto ao usuário no processo de obtenção dos dados antropométricos do membro afetado. Porém, a oficina ortopédica está dotada com os equipamentos necessários para executar um novo processo automatizado de fabricação de próteses. A partir disso, surge a necessidade de implementar uma metodologia de projeto denominada *Design Thinking*, para desenvolver um modelo de prótese robótica de membro superior, fabricada por manufatura aditiva, de baixo custo que tenha a possibilidade de ser incluída na Tabela de Procedimentos, Medicamentos, Órteses, Próteses e Materiais Especiais (OPM) do Sistema Único de Saúde.

1.3. Organização do Texto

Para uma melhor compreensão deste projeto, o texto foi dividido em 5 capítulos. O capítulo 1 contextualiza e mostra ao leitor os objetivos da pesquisa realizada, a definição do problema e sua justificativa. Segue-se o capítulo 2, que visa informar o leitor sobre os conceitos que devem ser levados em consideração para a compreensão do texto. O capítulo 3 aborda os materiais e métodos utilizados no desenvolvimento da prótese de membro superior. No capítulo 4, é especificada a implementação da metodologia *Design Thinking* no desenvolvimento de um dispositivo protético. Encerrando, o Capítulo 5 se refere às conclusões do projeto.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo é abordada uma resumida revisão bibliográfica das próteses de membro superior e seus avanços tecnológicos, continuando com uma breve descrição da anatomia do membro superior, os seus diferentes níveis de amputação, e a classificação dos diferentes tipos de próteses. Da mesma forma, pretende-se informar ao leitor sobre os conceitos de manufatura aditiva e sua aplicação na fabricação de prótese de membro superior. Finalizando com uma inclusão ao panorama da metodologia *Design Thinking* e como ela pode ser aplicada no desenvolvimento de um projeto.

2.1. Surgimento e Desenvolvimento das Próteses

Uma prótese é um dispositivo que substitui uma parte ou um membro completo de um corpo afetado. A evolução destes dispositivos através da história é extensa, tendo início na era primitiva e atingindo projetos na atualidade, a fim de substituir o membro superior ausente ou malformado do corpo, para permitir o desempenho das funções do membro da mesma forma. Do mesmo modo, com os avanços tecnológicos e as pesquisas em biomecânica do membro superior, progressos significativos foram gerados no projeto e na implementação de próteses (GARCIA; *et al.*, 2014).

Realizando uma revisão bibliográfica dos dispositivos protéticos, a primeira prótese de extremidade superior registrada foi no ano 2000 Antes de Cristo (AC), encontrada no antebraço de uma múmia egípcia. Depois disso, aproximadamente no ano 400 AC, houve pouco progresso no campo das próteses, onde o gancho de mão, desenhado e criado por armeiros, foi usado para substituir o membro ausente, a fim de ocultar deformidades ou feridas de guerra (DORADOR, J., 2004).

Em virtude dos avanços na manipulação do ferro como material de fabricação, próteses mais resistentes foram construídas para suportar objetos pesados, conforme escrito pelo erudito romano Plínio, o Velho, em sua enciclopédia "História Natural", em 77 Depois de Cristo (DP). Ele descreve o caso do general romano Marcus Sergius, que perdeu a mão na Segunda Guerra Púnica (218-201 AC) e recebeu uma prótese de ferro para uso individual, o que lhe permitiu retornar com sucesso à batalha, tornando-se o primeiro registro de mão de ferro, o que pode ser visto na figura 3 (HERNIGOU, P., 2013).

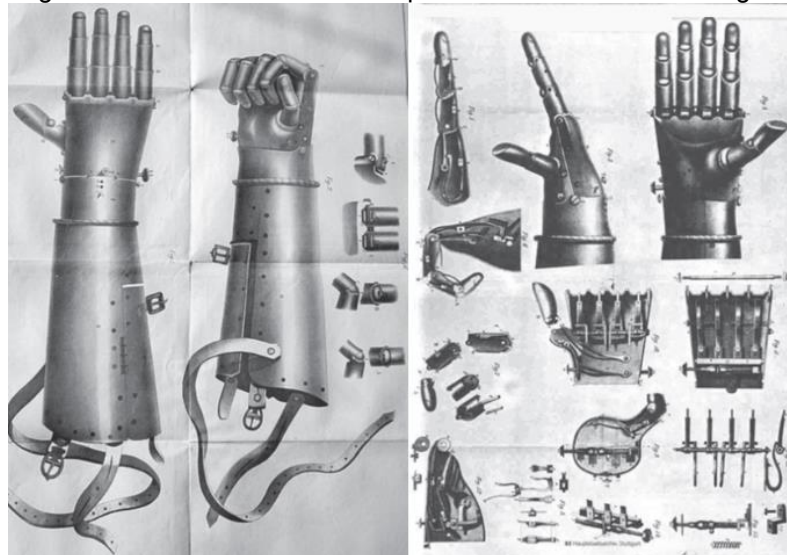
Figura 3 - Prótese de membro superior do general romano Marcus Sergius.



Fonte: Adaptado de Hernigou (2013).

Um dos exemplos mais famosos da história das próteses de membros superiores é a mão de ferro do cavaleiro alemão Götz von Berlichingen, que perdeu a mão durante a guerra de sucessão de Landshut em cerca de 1504. Essa prótese foi construída por um artesão, que permitia ao cavaleiro flexionar e estender os dedos, mantendo as articulações distais metacarpofalângicas, interfalângicas proximais e interfalângicas, bem como a articulação interfalângica do polegar, como mostra a figura 4. O dispositivo foi criado como uma extensão da armadura de batalha, segurada com grossas tiras de couro, o que lhe permitia segurar as rédeas, pegar armas e participar de batalhas (ZUO; *et al.*, 2014).

Figura 4 - Prótese de membro superior do Götz von Berlichingen.

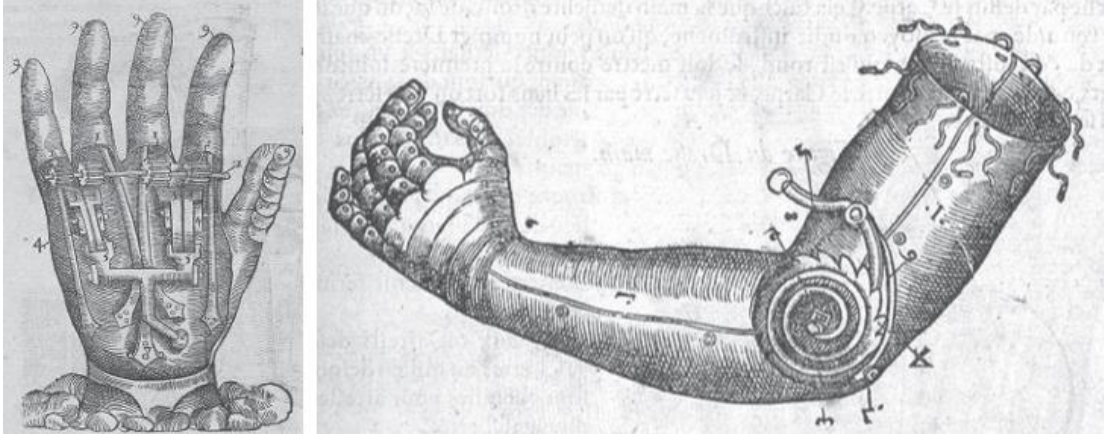


Fonte: Adaptado de Zuo, *et al* (2014).

No século XVI, o médico militar Ambroise Paré desenvolveu o primeiro braço artificial para uma pessoa desarticulada do cotovelo, chamada "Le petit Loraine", no qual os dedos eram abertos e fechados por pressão ou tração, além disso, era

constituída por uma alavanca pela qual o braço poderia executar a flexão ou extensão ao nível do cotovelo, como mostra a figura 5. Salienta-se que Paré trouxe um avanço para a história da prótese, lançando a primeira mão estética de couro no mercado (HERNIGOU, P., 2013).

Figura 5 - Prótese de braço Ambroise Paré do século XVI.



Fonte: Adaptado de Zuo & Olson (2014).

Em 1818, o dentista alemão Peter Baliff criou uma prótese autopropulsada de membro superior, que era ativada pela transmissão de tensão mediante tiras de couro conectadas aos músculos do tronco e da cintura escapular, a fim de gerar o movimento no dispositivo localizado no coto, sendo esta a primeira vez que um amputado controlava sua prótese com o movimento de seu corpo (MIOTON; *et al.*, 2018). Depois disso, na década de 1860, o conde de Beaufort na França utilizou essa técnica para a implementação nos soldados feridos, empregando uma alavanca que pressionava o tórax, usando o ombro contralateral como fonte de energia para gerar o fechamento e a abertura de um gancho de mola duplo e flexionar e estender o polegar (ZUO; *et al.*, 2014).

No início do século XX, o médico francês Gripoulleau fabricou acessórios diferentes, como anéis, ganchos e vários instrumentos, a fim de fornecer a capacidade de realizar trabalhos de força e precisão. Alguns anos depois, especificamente em 1912, nos Estados Unidos estava sendo desenvolvido o Hook, que é uma unidade terminal do dispositivo protético, que gera sua abertura por meio de movimentos realizados na cintura escapular, executando também seu fechamento passivamente pela ação de uma cinta elástica (AVDEEVA; *et al.*, 2016). Quase ao mesmo tempo, o gancho Fischer estava sendo fabricado, com a vantagem de proporcionar maior poder e diversidade na apreensão e retenção de objetos. Posteriormente, em 1916, o

cirurgião alemão Dr. Ferdinand Sauerbruch descreveu seu projeto de prótese de membro superior, no qual a flexão e extensão dos dedos era controlada pela transmissão dos movimentos musculares do braço (figura 6) (NEUMANN, B., 2010).

Figura 6 - Prótese de membro superior do Dr. Ferdinand Sauerbruch de 1916.



Fonte: Adaptado de Anderson (2018).

A primeira prótese mioelétrica de membro superior clinicamente aceita foi apresentada em 1960 pelo cientista russo Alexander Koberinski. Este dispositivo se caracterizou por sua portabilidade com baterias e dispositivos eletrônicos localizados em um cinto e conectados à prótese por cabos e utilizava pequenos potenciais durante a contração das massas musculares do coto, onde foram amplificados para gerar o movimento do dispositivo (KOBELÉV; *et al.*, 2018). Era composto por uma luva de borracha da cor da pele. No entanto, apresentou numerosos problemas como alto peso, movimento lento, força de preensão baixa e não gerou confiabilidade em termos de interferência elétrica

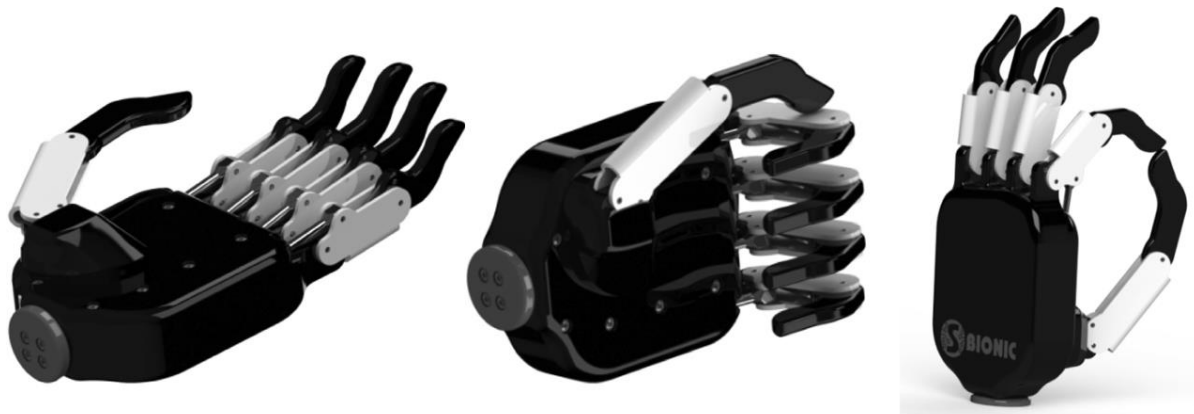
Desde 1980, as próteses mioelétricas são utilizadas em todo o mundo em centros de reabilitação, sendo a opção mais recorrente para as pessoas afetadas, graças às melhorias nos materiais, permitindo que os dispositivos sejam mais leves e ergonômicos, e aos desenvolvimentos das baterias recarregáveis. Entre os países que mais geram avanços tecnológicos estão Alemanha, Estados Unidos, França, Inglaterra e Japão.

2.2. Avanços Tecnológicos em Próteses de Membros Superiores

Badawy e Alfred (2019) atuaram no projeto de uma mão protética mioelétrica, um dispositivo protético desenvolvido para desempenhar funções da mão humana, com um feedback proprioceptivo para melhorar a qualidade de vida do paciente. A

prótese desenvolvida neste projeto, foi desenhada de forma que os mecanismos das articulações pudessem replicar o movimento da mão em seus graus de liberdade, também, para que as pessoas afetadas pudessem manipular a prótese sob diferentes necessidades por meio dos padrões de aderência. Da mesma forma, uma análise cinemática e dinâmica foi realizada para estimar quantos pares de motores de entrada seriam necessários para atingir a força de uma mão humana. Adicionalmente, com o uso da prótese desenvolvida no projeto, o usuário pode controlar a mão protética com um sinal eletromiográfico (EMG) proveniente do braço. O sistema de feedback, por sua vez foi desenhado para reduzir a dependência dos usuários da prótese com feedback visual e audível. Este sistema foi dividido em 4 categorias fundamentais, que são a detecção de força, a temperatura, o movimento e o feedback, permitindo ao usuário monitorar e controlar a mão mediante um aplicativo Android. Os resultados mostraram que o dispositivo protético sugerido foi capaz de executar corretamente os padrões de aderência necessários e, por sua vez, possibilitou manipular objetos de diferentes tamanhos (BADAWY; *et al.*, 2019). Na figura 7 é mostrada a mão protética desse projeto.

Figura 7 - Mão mioelétrica protética com sistema de feedback proprioceptivo.



Fonte: Adaptado de Badawy, *et al.* (2019).

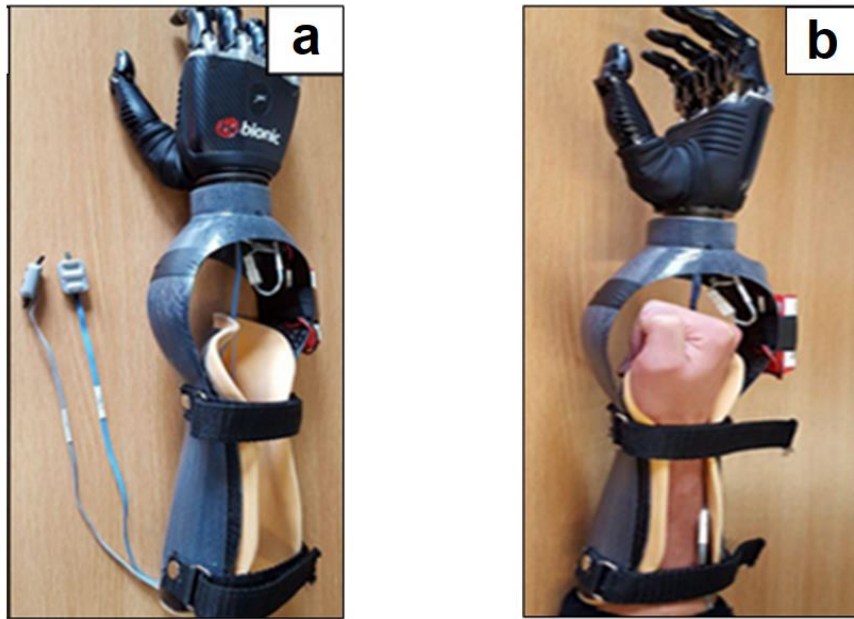
O trabalho de Parr, *et al.* (2019) disserta sobre a alta carga cognitiva imposta pelas mãos protéticas, que gera grande fadiga, frustração e rejeição em relação a esse dispositivo. Além disso, estudos para investigar esses problemas são escassos na literatura e falta treinamento ou intervenções de capacitações para melhorar o controle de uma mão protética e, assim, reduzir o esforço mental necessário para usá-la. A partir disso, os autores desenvolveram um projeto com dois tipos de experimentos para obter informações e, assim, fornecer uma solução para esses problemas. Em ambos os experimentos, uma avaliação direta da carga cognitiva foi

usada utilizando medidas de um eletroencefalograma (EEG). No experimento 1, os dados foram coletados observando o comportamento da carga cognitiva de 20 usuários sem deficiência, e no experimento 2, foi observado como uma nova intervenção visomotora para combater esses problemas, o treinamento do olhar (*gaze training*; GT).

Para realizar o primeiro experimento, foram necessários 20 indivíduos sem deficiência, a fim de levantar e mover uma garrafa usando a mão anatômica. Em seguida, na segunda parte do processo, os indivíduos realizaram o mesmo movimento, mas usando um simulador protético mioelétrico da mão. O segundo experimento foi baseado na coleta de dados por meio de uma comparação entre o uso de uma intervenção visomotora (GT) e o treinamento de movimento (*movement training*; MT), aplicado a 12 indivíduos. Esse experimento consistiu no treinamento dos indivíduos nos quais eles tiveram que pegar moedas com o simulador de prótese de mão por três sessões de uma hora; para o grupo GT foram informados de como deveriam usar seus olhos de maneira eficaz, enquanto o grupo MT recebeu uma instrução relacionada a movimentos gerais em reabilitação.

Com os resultados obtidos no experimento 1, os autores observaram que ao utilizar a mão protética, os usuários obtiveram resultados desfavoráveis, pois foram percebidas interrupções espaciais e temporais na atenção visual, gerando maior esforço cognitivo. Por outro lado, no experimento 2, foi demonstrado que a intervenção visuomotora era o método mais eficaz para acelerar o aprendizado do uso do dispositivo, otimizar a atenção visual e reduzir o controle consciente. Da mesma forma, o grupo MT aumentou o desempenho do dispositivo, no entanto, não reduziu a atenção visual da mão e mostrou uma maior carga cognitiva. Por fim, os maiores benefícios foram apresentados na intervenção visuomotora. Esses experimentos fornecem uma quantificação dos mecanismos visuais e corticais da carga cognitiva durante o controle protético da mão. Além disso, eles mostraram uma eficácia na intervenção visuomotora do GT, que diminui essa carga e promove melhor aprendizado e transferência em comparação com as instruções gerais de reabilitação. Este projeto apresentou descobertas teóricas e práticas que auxiliam o desenvolvimento em reabilitação com dispositivos protéticos, o desenvolvimento de dispositivos emergentes e a compreensão da relação humano e ferramenta (PARR; *et al.*, 2019). A figura 8 mostra o simulador de prótese de mão mioelétrica.

Figura 8 - Prótese de membro superior com simulador mioelétrico.



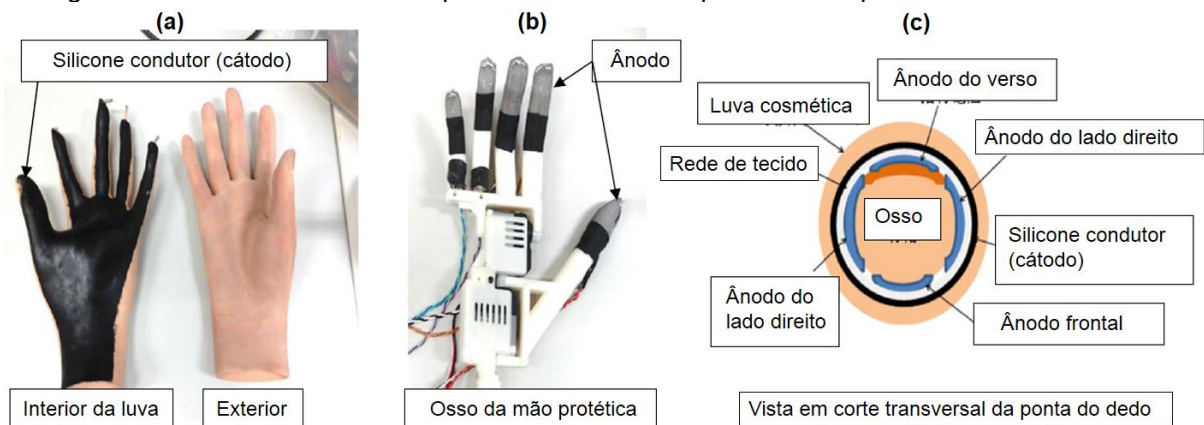
Fonte: Adaptado de Parr, *et al* (2019).

O trabalho de Yabuki, *et al.* (2019) foi baseado no projeto e desenvolvimento de novas luvas cosméticas, feitas de dois tipos de borrachas elásticas, um elastômero termoplástico de estireno (TSE), e uma borracha de silicone (silicone TSG). Os dois materiais foram comparados com luvas feitas de cloreto de polivinila (PVC) para mãos protéticas mioelétricas, a fim de proporcionar, com realismo, uma boa aparência e uma flexibilidade. Os materiais foram comparados em termos de aparência, tipo de material, propriedades mecânicas e sensoriais. Aspectos como forma, rugas, impressões digitais, texturas, unhas e cores das mãos foram levados em consideração para produzir uma mão protética semelhante à mão humana. As propriedades do material foram avaliadas em termos de adaptabilidade para a vida cotidiana, por meio de um teste de resistência ao rasgo, considerando a utilização dele nos movimentos dos dedos da mão motorizada. Nos resultados obtidos nesses testes, foi demonstrado que o silicone TSE resistiu 5 a 7 vezes mais à tensão do que o PVC, enquanto o silicone TSG resistiu 3 vezes mais que o PVC. A luva confeccionada com silicone TSE apresentou o maior comprimento de alongamento antes de fraturar.

De acordo com os autores, as correntes elétricas no movimento protético da mão EMG mostraram que as luvas de silicone TSE e TSG reduziram com sucesso o consumo de energia em aproximadamente um terço, em comparação com muitos movimentos das mãos. Os resultados obtidos no teste de flexibilidade na abertura máxima da mão protética mostraram que a luva de PVC restringia em grande parte esse movimento. No entanto, as diferenças entre o uso de luvas de TSE não eram

significativas em relação à mão protética sem o silicone, gerando a mesma amplitude de movimentos. Da mesma forma, o silicone TSE apresentou um ajuste fácil, portanto, teve um tempo de montagem menor. Finalmente, nos testes de escolha e colocação, as luvas com o silicone TSG e TSE apresentaram resultados semelhantes para uma aderência bem-sucedida dos objetos. No entanto, a luva TSG é uma resina termoendurecível, que pode ser processada à temperatura ambiente, o que facilita a transmissão de condutividade e por isso se mostrou a mais adequada para ser implementada no sensor. Na figura 9, pode ser observada a estrutura do dispositivo protético, que consiste em um sensor de pressão, composto por um cátodo e um ânodo. O cátodo é feito de silicone condutor que se junta ao interior da luva, como mostra a figura 9 (a). O ânodo é composto de plástico condutor ligado à superfície óssea da mão protética, como ilustrado na figura 9 (b). Finalmente, na figura 9 (c) a ponta do dedo do dispositivo protético é mostrada em seção transversal.

Figura 9 – Prótese de membro superior com sensor de pressão incorporado na luva cosmética.



Fonte: Adaptado de Yabuki, *et al* (2019).

A seguir no quadro 1, é mostrado um resumo dos avanços tecnológicos de membro superior apresentados.

Quadro 1 - Resumo dos avanços tecnológicos de membro superior apresentados.

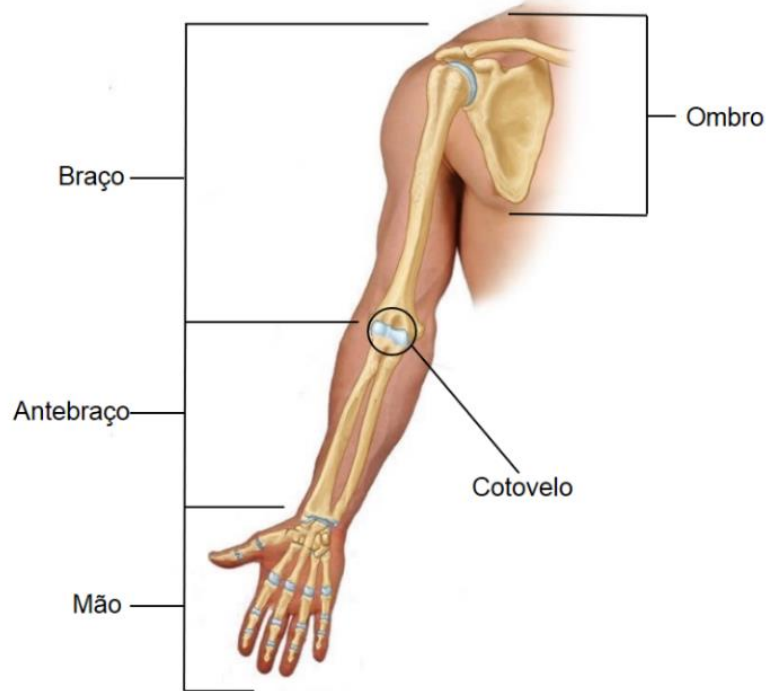
Mão mioelétrica protética com sistema de feedback proprioceptivo.	Dispositivo protésico desenvolvido para que os mecanismos das articulações pudessem replicar o movimento da mão em seus graus de liberdade	Badawy e Alfred (2019)
Simulador de prótese de mão mioelétrica	Simulador com intervenção visomotora e treinamento de movimento no desenvolvimento de uma prótese mioelétrica	Parr, <i>et al.</i> (2019)
Sensor de pressão incorporado em uma luva cosmética para mão mioelétrica.	Desenvolvimento de luvas com sensor de pressão, feitas de elastômero termoplástico de estireno (TSE) e uma borracha de silicone (TSG).	Yabuki, <i>et al.</i> (2019)

Fonte: O autor.

2.3. Anatomia do Antebraço e da Mão

O entendimento da anatomia humana do membro superior juntamente com a sua biomecânica, é essencial para o adequado desenvolvimento de novos equipamentos e sistemas que se destinam a se adaptar ao indivíduo para substituir o membro ausente. O membro superior do corpo humano refere-se a cada um dos membros fixos na parte superior do tronco. A função da extremidade é fornecer mobilidade e capacidade para permitir a ação de alcance, preensão e manipulação de objetos. Este membro é formado por quatro segmentos, o ombro ou a cintura escapular, o braço, o antebraço e a mão como pode ser observado na figura 10 (MOORE; *et al.*, 2014). Porém, para o desenvolvimento deste projeto, é necessário focar na anatomia do antebraço e da mão uma vez que objetivo é o desenvolvimento de uma prótese para amputação transradial.

Figura 10 - Segmentos do membro superior.



Fonte: Adaptado de Moore, *et al.* (2014).

O antebraço é uma das quatro partes que compõem o membro superior, sendo a terceira delas, localizada entre o cotovelo e a mão. É formado pelos ossos da ulna e do rádio, que são conectados por uma membrana interóssea. Essa parte do membro superior, além de executar a articulação com o cotovelo, possui dois movimentos próprios, pronação e supinação, portanto, possui músculos específicos para esse movimento. Da mesma forma, é dividido em dois compartimentos, o compartimento

posterior, que contém os extensores das mãos e são direcionados pelo nervo radial, e o compartimento anterior, que contém os flexores e são comandados pelo nervo mediano (ADAMS, J., 2017).

A mão é o órgão principal para a manipulação física do ambiente, faz parte das extremidades superiores do corpo humano, sendo o quarto segmento do membro superior. Está localizada no final do antebraço, é preênsil e tem cinco dedos, inclui desde o punho até as pontas dos dedos. Este órgão é composto por 27 ossos distribuídos em três grupos: o carpo, o metacarpo e as falanges. O carpo é formado por oito ossos separados e localizados em duas fileiras irregulares ao redor do osso grande. O metacarpo é formado por cinco ossos, um em cada dedo. Quanto às falanges, há 3 para cada dedo, exceto o polegar que tem dois, estes são nomeados de acordo com sua localização em distal, medial e proximal. O polegar não tem falange medial (SKIRVEN; *et al.*, 2020).

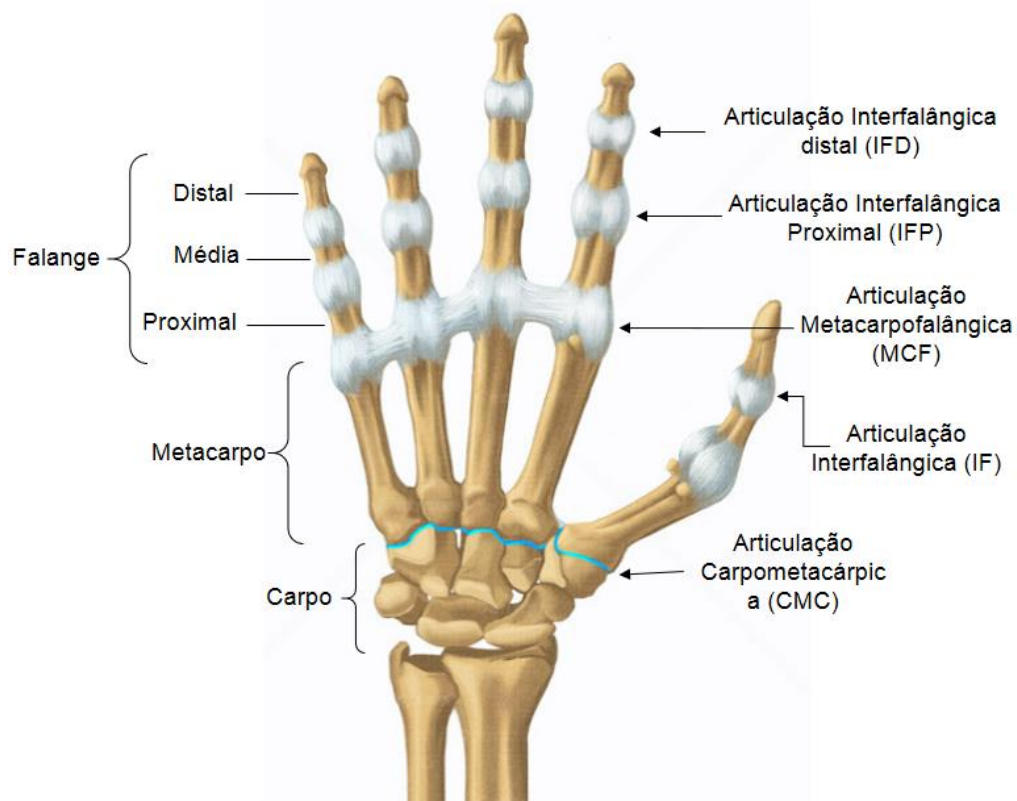
2.3.1. *Articulações do Punho e da Mão*

Segundo os autores Jacobs, *et al* (2004), as articulações do punho e a mão são as seguintes:

A articulação do punho é a articulação que existe entre o antebraço e os ossos do carpo e é composta por quatro articulações principais, a articulação radiocubital, a articulação distal, a articulação radiocárpica e a articulação mediocárpica.

A mão está formada por cinco articulações: A articulação carpometacárpica (CMC) formada pela junção entre os ossos do carpo e metacarpo; a articulação metacarpofalângica (MCF) formada pelos ossos metacarpais e pela falange proximal; a articulação interfalângica proximal (IFP) é formada pela falange média e pela falange proximal; a articulação interfalângica distal (IFD) é formada pela falange distal e pela falange média; A articulação interfalângica (IF) é formada pela falange proximal e pela base da falange distal, esta articulação existe apenas no polegar. A figura 11 ilustra esses detalhes.

Figura 11 - Sistema articular da mão humana.



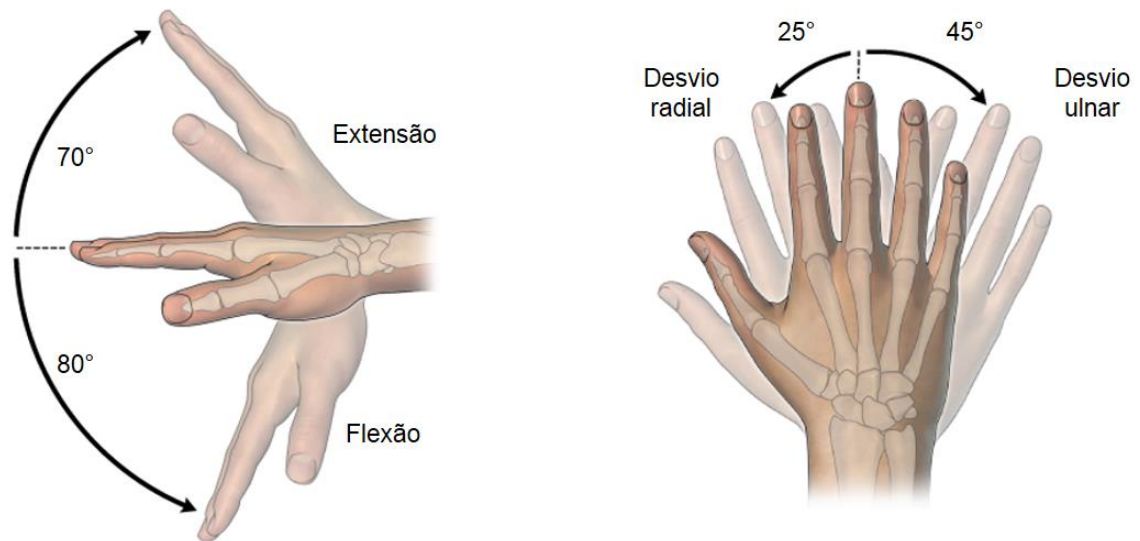
Fonte: Adaptado de Castiblanco, *et al.* (2017).

2.3.2. Movimentos e Intervalos de Mobilidade

2.3.2.1. Movimentos de Punho

Os movimentos dos punhos são divididos em flexão - extensão e desvio radial – desvio ulnar. A flexão é o movimento do pulso para baixo e a extensão é o movimento do pulso para cima, com a amplitude de mobilidade de flexão de 0° a 80° e o alcance da mobilidade de extensão de 0° a 70° . O desvio radial é o movimento da mão para a esquerda e o desvio ulnar é o movimento da mão para a direita. A faixa de mobilidade do desvio radial é de 0° a 25° , enquanto a amplitude do desvio ulnar é de 0° a 45° (SEMASINGHE; *et al.*, 2016). Os movimentos dos punhos são mostrados na figura 12.

Figura 12 - Movimentos do punho.



Fonte: Adaptado de Dange, (2017).

2.3.2.2. Movimentos da Mão

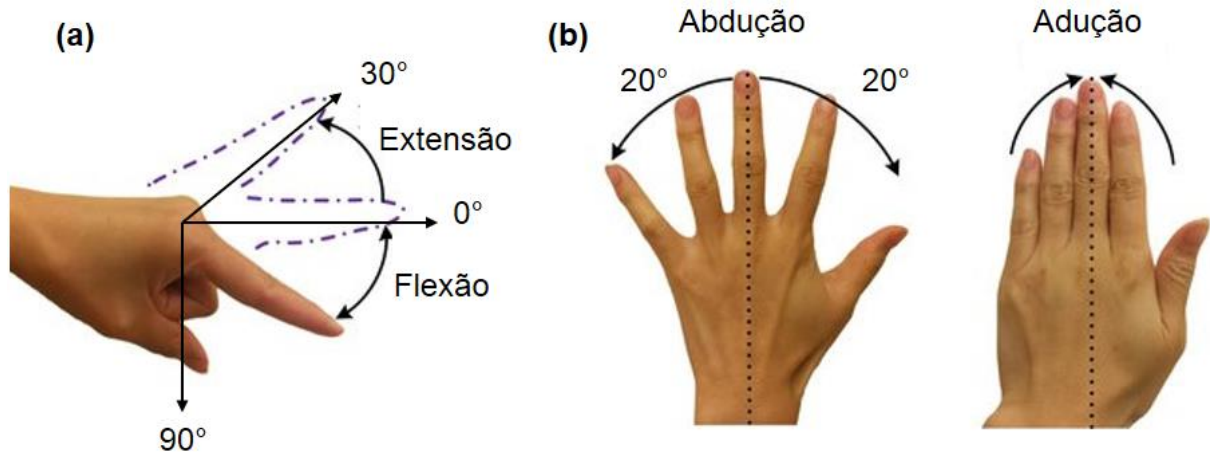
Os diferentes movimentos da mão são divididos em flexão-extensão e abdução-adução de acordo com o tipo de articulação (JAWORSKI; *et al.*, 2017):

As articulações metacarpofalângicas (MCF) permitem movimentos de flexão-extensão e abdução-adução, são mostradas.

A flexão é o movimento da falange proximal para baixo, ela é medida a partir da posição neutra até o ponto máximo que a falange pode alcançar, tendo uma faixa de flexão de 0° a 90°. A extensão é o movimento da falange proximal para cima, é medida a partir da posição neutra até o ponto máximo que a falange pode alcançar, tendo uma faixa de extensão de 0° a 30°. Na figura 13 (a) é possível observar os movimentos mencionados.

A abdução é o movimento no qual os dedos são separados uns dos outros, medidos por referência ao dedo médio, alcançando uma faixa de 20° no entanto, a adução é o movimento no qual os dedos se unem a partir do ponto máximo de abdução. O mencionado é mostrado na figura 13 (b).

Figura 13 - Movimento das articulações metacarpofalângicas (MCF) da mão.



Fonte: Adaptado de Wang, *et al.* (2017).

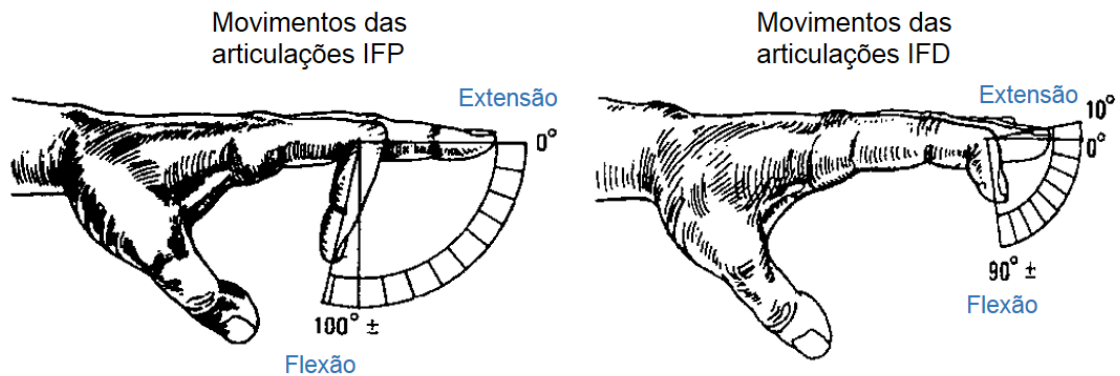
As articulações interfalângicas proximais (IFP) e as articulações interfalângica distais (IFD) permitem movimentos de flexão-extensão.

Nas articulações IFP, a flexão é o movimento da falange média para baixo, é medido a partir da posição neutra (o dedo completamente reto) chegando ao ponto máximo de 100°, enquanto a extensão não é mais do que o movimento da falange média para cima, é medido a partir da posição neutra, chegando ao ponto máximo de 1° ou 2°.

Nas articulações IFD, a flexão é o movimento da falange distal para baixo, é medido a partir da posição neutra (o dedo completamente reto) chegando ao ponto máximo de 90°, enquanto a extensão não é mais do que o movimento da falange distal para cima é medido a partir da posição neutra, chegando ao ponto máximo de 10°.

Na figura 14 são mostrados os movimentos das articulações IFP e IFD.

Figura 14 – Flexão - Extensão das articulações IFP e das articulações IFD.



Fonte: Adaptado de Pesantes (2016).

As articulações metacarpofalângicas (MCF) e interfalângica (IF) do polegar permitem movimentos de flexão-extensão, enquanto a articulação carpometacarpiana (CMC) permite o movimento de abdução-adução (LOPESINO, D., 2018).

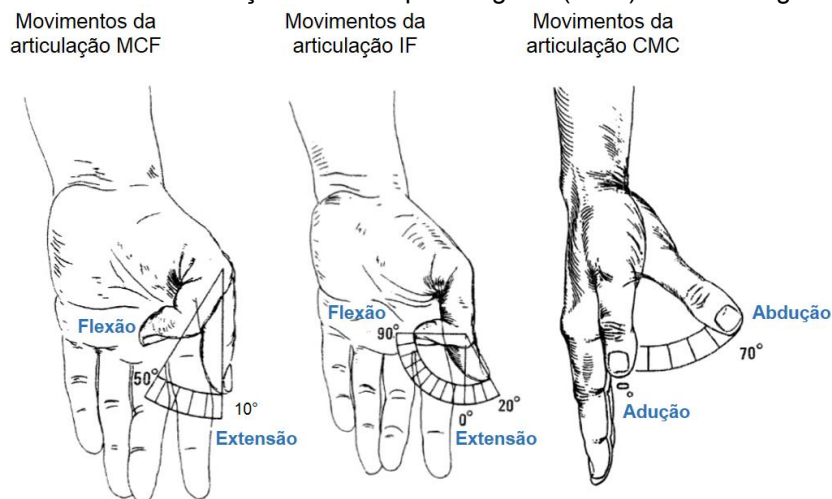
Na articulação MCF, a faixa de flexão do polegar é de 0° a 50° , enquanto a faixa de extensão é de 0° a 10° .

Na articulação IF, o intervalo de flexão é de 0° a 90° , enquanto o intervalo de extensão é de 0° a 20° .

Na articulação CMC, a abdução do polegar alcança um movimento de 70° , no entanto, desde a posição neutra não há existe adução.

Na figura 15 são mostrados os movimentos das articulações MCF, IF e CMC.

Figura 15 - Movimentos das articulações metacarpofalângicas (MCF) e interfalângica (IF) do polegar.



Fonte: Adaptado de Lopesino, (2018).

2.4. Amputação do Membro Superior

A amputação é a remoção parcial ou total de um membro do corpo devido a traumatismos físicos, tumores ou doenças vasculares. Quando esta deficiência motora está presente a capacidade funcional da pessoa diminui e altera seu papel na sociedade, gerando também um impacto psicológico. As amputações são causadas por acidentes, seja de trabalho, trânsito, esportes e domésticos, ou uma doença (vascular, câncer e infecções), devido a malformações congênitas ou cirurgia. A perda do membro superior acaba sendo uma lesão traumática para jovens, que esperavam ter uma vida normal com anos de emprego produtivo e uma contribuição à sociedade. A idade média desses jovens é entre 20 e 36 anos, segundo estudos que analisam a perda de membros superiores (OSTILE; *et al.*, 2011).

A amputação do membro superior pode ser diferenciada dependendo do nível em que a amputação é realizada. Quando a mão é removida da articulação do punho, é referida como desarticulação do punho. Da mesma forma, pode se encontrar a amputação transradial que é realizada através do osso do rádio (no meio do antebraço) e nesse nível de amputação, o amputado mantém sua articulação do cotovelo. Quando a amputação é realizada através do osso úmero (no meio do braço), em que o amputado retém o ombro, mas não o cotovelo, refere-se a uma amputação transumeral. Por último, está a desarticulação do ombro, onde o braço é removido na sua totalidade da articulação do ombro. O escrito acima pode ser observado na figura 16 (REIS; *et al.*, 2012).

Figura 16 - Níveis de amputações de membro superior.



Fonte: Adaptado de The War Amps, (2020).

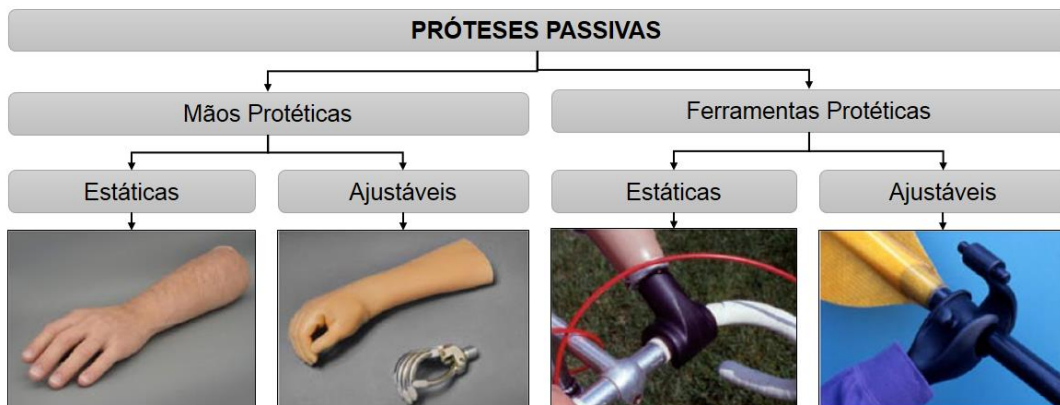
2.5. Classificação das Próteses

Existe uma grande variedade de próteses de membros superiores, que podem inicialmente ser divididas em ativas e passivas. O dispositivo ativo é controlado por mecanismos de prensão com a aplicação de atuadores elétricos e outros alimentadores, a fim de executar um movimento para que, com o uso desse tipo de prótese, o indivíduo possa executar uma tarefa. Dentro desse tipo de prótese, pode se encontrar a mecânica, a elétrica, a pneumática, a mioelétrica e a híbrida. No caso das próteses passivas, a força para ajustar o mecanismo de prensão é aplicada externamente, por exemplo, pela mão hígida ou empurrando a prótese contra o ambiente, elas podem ser divididas em dois tipos, em mãos protéticas e ferramentas protéticas (CORDELLA; *et al.*, 2016).

2.5.1. Próteses Passivas

Conforme mencionado, nas próteses passivas a força para ajustar o mecanismo de preensão é externa, essas próteses de membro superior são divididas em próteses de mãos e ferramentas protéticas. No caso das mãos protéticas, elas oferecem uma aparência realista e são utilizadas para diferentes atividades. Já as ferramentas protéticas têm aparência mecânica, que são projetadas para uma atividade específica, como é o caso de um gancho protético passivo. Porém, esses dois tipos de próteses passivas podem ser estáticos ou ajustáveis, ou seja, as próteses estáticas não executam nenhum tipo de movimento, enquanto as próteses ajustáveis possuem mecanismo de preensão ajustável ou partes da prótese podem ser ajustadas em múltiplas orientações para realizar uma tarefa específica, onde o referido ajuste é feito com a mão hígida ou pelo ambiente. (MAAT; *et al.*, 2018). A figura 17 ilustra esses tipos de próteses.

Figura 17 - Classificação das próteses passivas da mão.



Fonte: Adaptado de Maat, *et al.*, (2018)

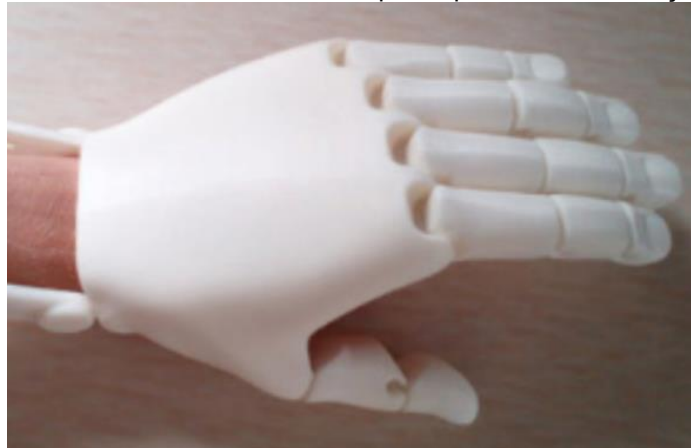
2.5.2. Próteses Ativas

Também são chamadas de próteses funcionais, são feitas com alguma mobilidade, a fim de fornecer as funções do membro natural amputado, dando ao paciente a capacidade de realizar suas atividades de forma normal. Essas próteses são classificadas como mecânicas, pneumáticas e mioelétricas as quais podem proporcionar melhores características, como uma preensão eficiente (GOPURA; *et al.*, 2016).

2.5.2.1. Próteses Mecânicas

São dispositivos cuja função é abrir e fechar por meio de uma opção controlada pela força do corpo do paciente indiretamente, mediante movimentos focados nos músculos. As próteses mecânicas das extremidades superiores são acionadas pelo corpo mediante cabos não elásticos para o movimento de flexão, enquanto faixas elásticas ou juntas flexíveis são usadas para o movimento de extensão. Eles podem ser classificados de acordo com a desarticulação apresentada pela pessoa afetada, ou seja, quando se trata de amputação parcial da mão ou do transcarpal, é necessária uma prótese de mão operada pelo punho. Quando se trata de uma desarticulação entre o punho e o cotovelo, é uma amputação transradial, que requer um dispositivo protético que substitua o membro ausente e é operado pelo cotovelo. A desarticulação entre o ombro e o cotovelo é denominada amputação transumeral; a prótese utilizada deve ser acionada pela articulação do ombro (ALKHATIB; *et al.*, 2019). A seguir, na figura 18, observa-se uma prótese do membro superior para a desarticulação transcarpal que, por meio dos movimentos do punho, executa os movimentos de flexão e extensão dos dedos, a fim de agarrar e segurar objetos.

Figura 18 - Prótese mecânica do membro superior para a desarticulação transcarpal.



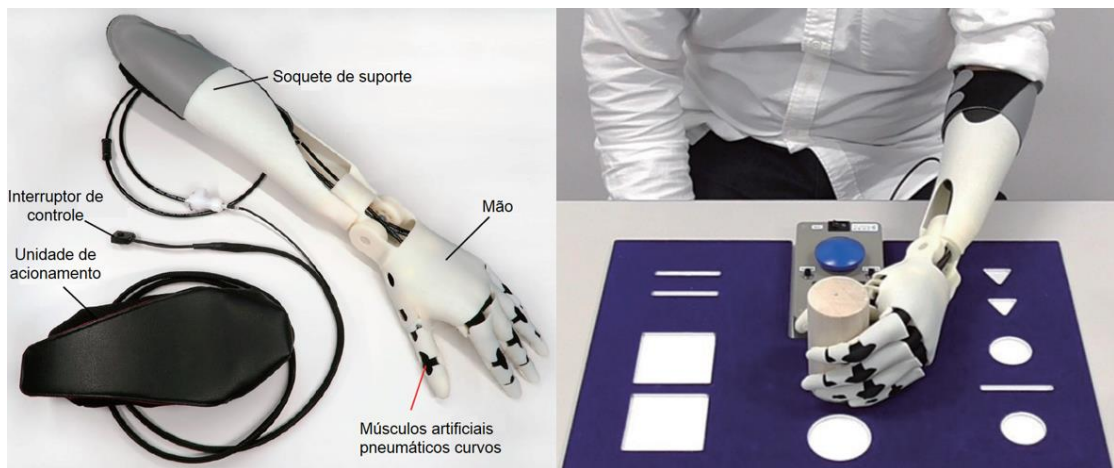
Fonte: Adaptado de Alkhatib, *et al.* (2019).

2.5.2.2. Próteses Pneumáticas

São próteses acionadas por ar comprimido que é causado por um compressor e empregam atuadores por músculos pneumáticos, que emitem uma grande quantidade de energia proporcionando grande força e velocidade de movimento. O componente F3Hand consiste em uma mão de músculos artificiais pneumáticos curvos, um receptáculo de suporte e uma unidade de acionamento, além de 5 dedos

projetados de maneira semelhante à mão humana. Cada dedo possui um mecanismo articular que executa a flexão, enquanto a extensão é realizada por um músculo artificial pneumático. A unidade de acionamento inclui um cilindro de dióxido de carbono (CO_2), um regulador e uma válvula solenoide. Destaca-se por sua simplicidade ao usar a compressibilidade do ar, é composto por um balão de borracha, uma rede que cobre o balão e um canal de alimentação que injeta ar comprimido, executa a extensão dos dedos quando o balão se expande pelo ar, encurtando a rede na direção longitudinal (NEMOTO; *et al.*, 2018). Na figura 19, é possível ver o componente F3Hand.

Figura 19 - Próteses Pneumática F3Hand.



Fonte: Adaptado de Nemoto, *et al* (2018)

2.5.2.3. Próteses Mioelétricas

Esse tipo de prótese é caracterizado por ser alimentado por uma fonte externa, geralmente baterias, além de poder imitar os movimentos naturais do membro. Esses dispositivos protéticos usam diferentes tipos de sinais de entrada para controlar os movimentos da prótese, divididos em eletromiografia (EMG), eletroencefalografia (EEG) e eletro-corticografia (ECoG).

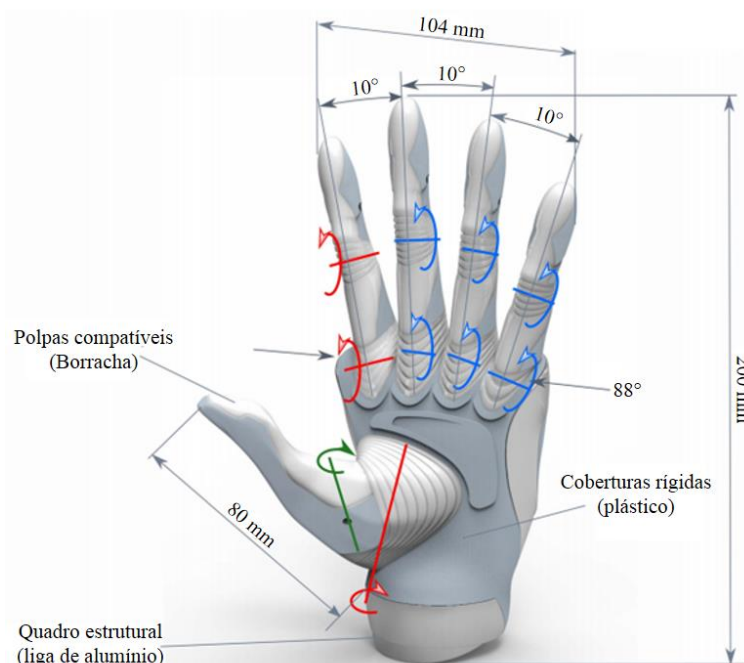
Os sinais EMG são extraídos dos músculos, que fornecem informações de acordo com a atividade muscular que ocorre, portanto, quando se fala em amputação com perda muscular, há uma possibilidade de uso de sinais EMG. No entanto, no caso mencionado, é possível usar sinais de EEG, que extraem as intenções de movimento da pessoa afetada a partir do registro da atividade bioelétrica do cérebro. Finalmente, os sinais de ECoG usam eletrodos posicionados na superfície exposta do cérebro

para registrar a atividade elétrica do córtex cerebral quando existem intenções de movimento (MADUSANKA; *et al.*, 2015).

A prótese SSSA-MyHand é uma mão mecatrônica antropomórfica que visa superar os problemas de funcionalidade mencionados acima, por meio de um projeto mecânico estético e inovador, que permite realizar os movimentos ou componentes mencionados por meio de três motores (M1-M3) que eles ativam 10 articulações. M1 é localizado no corpo do polegar e realiza seu movimento de flexão e extensão. O atuador M2 é localizado dentro da palma da mão e tem como função realizar a flexão e extensão do dedo indicador e a abdução e adução do polegar. Finalmente, o motor M3 também é alojado dentro da palma da mão, acionando o dedinho, o anel e o coração para realizar o movimento de flexão e extensão.

Este dispositivo protético inclui um sistema sensorial para o controle automático de aderência da mão e para futura integração, capaz de fornecer feedback sensorial ao usuário. Este sistema sensorial é composto por sensores de posição (sensores de efeito Hall em motores), sensores de toque (sensores FSR) e sensores de corrente do motor. A placa eletrônica implementa um controlador de aderência, que é baseado nas entradas de controle, que são entradas analógicas ou comandos enviados de uma porta serial (CONTROZZI; *et al.*, 2017). A prótese SSSA-MyHand pode ser observada na figura 20.

Figura 20 - Prótese SSSA-MyHand

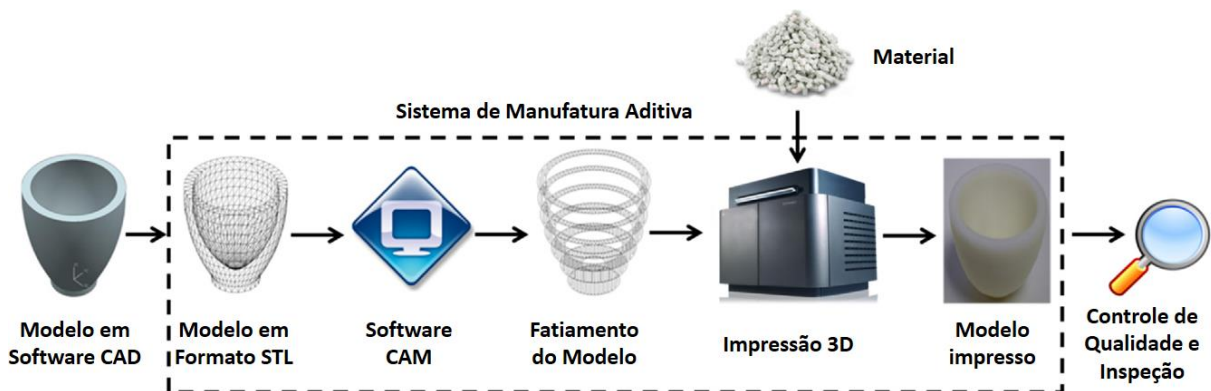


Fonte: Adaptado Controzzi, *et al* (2017)

2.6. Manufatura Aditiva

A manufatura aditiva (AM) é uma metodologia de fabricação na qual os objetos são criados utilizando um processo de construção sistemático, que consiste na adição de material camada por camada, o que permite obter peças de geometrias complexas que foram previamente modeladas em um software CAD, onde dificilmente poderiam ser obtidos por processos tradicionais de fabricação (SCHNIEDERJANS, D., 2017). Na figura 21 é mostrado o processo de trabalho da manufatura aditiva.

Figura 21 - Processo de trabalho de manufatura aditiva.



Fonte: Adaptado de Sturm, *et al* (2017).

Inicialmente, a manufatura aditiva era usada para produzir protótipos. No entanto, devido aos avanços na área, essa metodologia expandiu os campos de aplicação, incluindo a produção direta de peças. A partir disso, uma das principais vantagens que a AM apresenta é a redução de desperdício, bem como a redução do tempo de fabricação e do custo do produto final. Por sua vez, a manufatura aditiva permite o projeto e a produção de peças com geometrias complexas ou o conjunto de peças para montagem, reduzindo os custos associados à documentação e ao planejamento da produção. Finalmente, essa metodologia permite uma resposta rápida aos mercados, produzindo peças de reposição.

De acordo com a ASTM F2792-12a. (2013), as tecnologias de manufatura aditiva podem ser classificadas em várias categorias, sendo elas: Jateamento de aglutinante (*Binder Jetting*), Deposição direta de energia (*Direct Energy Deposition*), Extrusão de filamentos (*Material Extrusion*), Jateamento de material (*Material Jetting*), Fusão em leito de pó (*Powder Bed Fusion*), Adição de laminados (*Sheet Laminations*) e Fotopolimerização em cuba (*Vat Photo-polymerization*) (CALIGNANO; *et al.*, 2017).

Portanto, cada categoria utiliza diferentes processos de fabricação, ainda que a metodologia seja a mesma para a modelagem seletiva das camadas. Adicionalmente, o material a ser utilizado depende do tipo de processo da AM implementado, no qual existe uma grande variedade de polímeros, cerâmicas, metais e compósitos (GUO; *et al.*, 2013). O quadro 2 mostra as categorias das diferentes tecnologias de manufatura aditiva.

Quadro 2 - Classificação das tecnologias da manufatura aditiva segundo a ASTM F2792-12a (2013).

Categorias de proceso	Tecnologia	Materiais
Jateamento de aglutinante	• Impressão a jato de tinta indireto (Binder 3DP)	• Pó polimérico • Pó cerâmico • Pó metálico
Deposição direta de energia	• Deposição direta de metal (DMD) • Fabricação da forma final a laser (LENS) • Soldagem por feixe de elétrons (EBW)	• Pó metálico fundido
Extrusão de filamentos	• Modelagem por fusão e deposição (FDM)	• Termoplásticos • Argilas • Cerâmicas • Pastas metálicas
Jateamento de material	• Polyject • Impressão a jato de tinta • Thermojet	• Fotopolímeros • Ceras
Fusão em leito de pó	• Sinterização seletiva a laser (SLS). • Fusão seletiva a laser (SLM) • Fusão por feixe de elétrons (EBM) • Sinterização direta de metais a laser (DMLS)	• Polímeros • Metal atomizado em pó • Pó cerâmico
Adição de laminados	• Manufatura de objeto por laminação (LOM)	• Filme plástico; • Folha metálica; • Fita cerâmica
Fotopolimerização em cuba	• Estereolitografia (SLA) • Processamento Digital de luz (DLP)	• Fotopolímeros • Cerâmicas

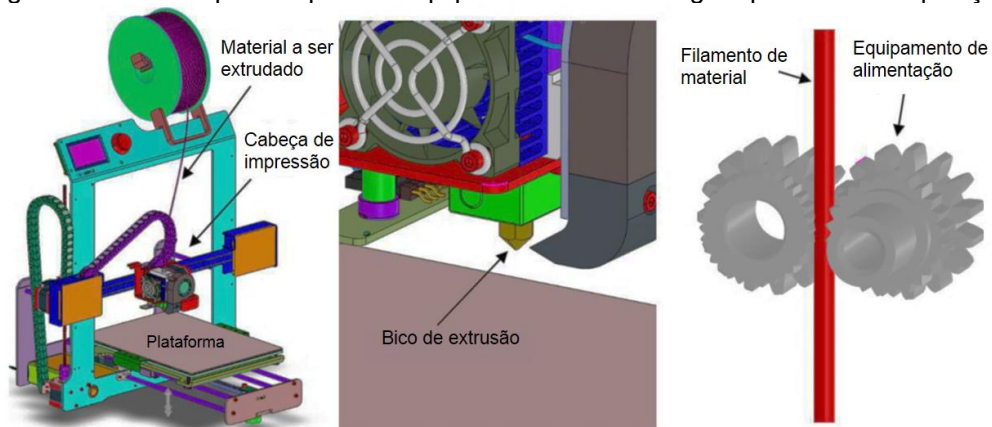
Fonte: Adaptado de Calignano, *et al* (2017).

Conhecendo as diferentes tecnologias existentes, deve-se levar em consideração que o processo de fabricação das peças que compõem a prótese foi realizado pela Extrusão de filamentos, especificamente a tecnologia Modelagem por fusão e deposição.

Com relação à manufatura aditiva baseada na Extrusão de filamentos, cita-se a Modelagem por fusão e deposição (FDM), que consiste na extrusão e deposição de um material polimérico fundido. O princípio físico deste processo baseia-se no aquecimento e subsequente extrusão de um filamento polimérico, que é fundido por

meio de um bico de diâmetro reduzido, seguidamente, camada por camada é depositada na plataforma da máquina. O material utilizado possui um diâmetro padrão de 1,75 mm ou 3 mm e é fornecido ao bico mediante bobinas. O filamento é puxado por meio de um motor de passo e um conjunto de polias e engrenagens que pressionam o filamento para empurrá-lo através de um tubo de Teflon (PTFE) que o direciona para o bico de extrusão (CALIGNANO; *et al.*, 2017). A extrusora de uma máquina FDM possui uma câmara que é aquecida por resistências elétricas, o que faz o filamento amolecer, tornando-se viscoso quando passa pelo bico, que fica ao lado da câmara. Além disso, é de vital importância estabelecer a correta altura entre o bico e o nivelamento da plataforma, pois isso define a espessura da camada. (SERDECZNY; *et al.*, 2018). Na figura 22 se mostram as partes que compõem o equipamento de uma máquina FDM.

Figura 22 - Partes que compõem o equipamento da Modelagem por fusão e deposição.

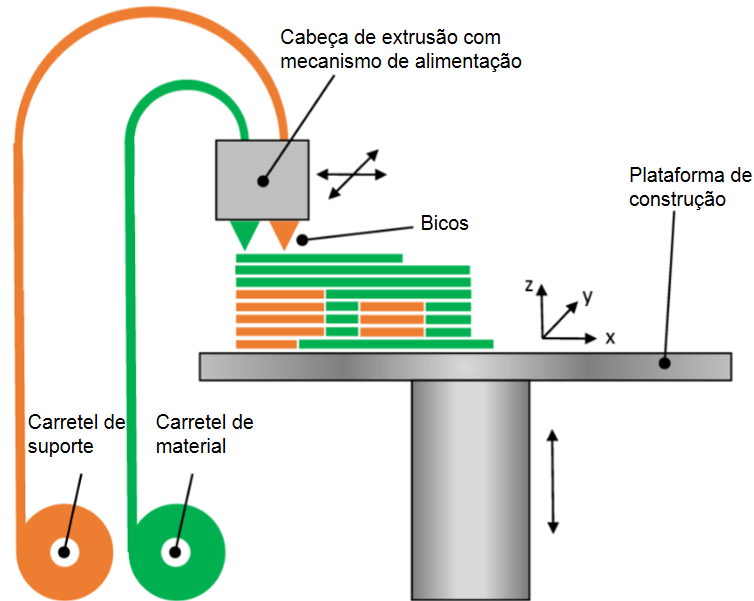


Fonte: Adaptado de Serdeczny, *et al* (2018).

O sistema da máquina FDM é um controle numérico computadorizado (CNC) controlado por uma placa eletrônica principal. Esta unidade CNC direciona a velocidade e a posição dos três eixos cartesianos (X, Y, Z) lendo a velocidade de rotação e as etapas dos motores de passo, o que significa que, ao controlar esse motor e a temperatura da câmara da extrusora, são estabelecidas as condições para alimentar o material e sua extrusão.

Na figura 23, é representado o esquema do processo de Modelagem por fusão e deposição.

Figura 23 - Representação esquemática do processo FDM.



Fonte: Adaptado de Calignano, *et al* (2017).

Vários tipos de materiais, geralmente termoplásticos, podem ser usados nesta tecnologia de manufatura aditiva. Cada um desses filamentos fornece propriedades diferentes, nas quais sua escolha depende da aplicação que a peça exige. Os principais termoplásticos usados na Modelagem por fusão e deposição são o ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno), o PLA Poli(ácido láctico), o HIPS (Poliestireno de Alto Impacto), o PC (Policarbonato) e a PA (Poliamida), descritos a seguir (KAMALJIT; *et al.*, 2016).

Um dos termoplásticos mais utilizados é o ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno), que possui uma ampla variedade de aplicações em diferentes indústrias. Este material possui elastômeros compostos de polibutadieno, o que lhe confere a capacidade de ser flexível e resistente a choques. Da mesma forma, uma recomendação muito importante é usar uma máquina com o volume de trabalho fechado, para evitar as emissões de partículas criadas quando o material passa pela câmara da extrusora (GALANTUCCI; *et al.*, 2009).

O Poli (ácido láctico), conhecido como PLA, é um poliéster alifático termoplástico derivado de matérias-primas renováveis, como amido de milho, sendo biodegradável e compostável. Além disso, é um material que adere bem a si próprio e pode ser trabalhado com altas velocidades de impressão. O PLA não necessita de uma plataforma aquecida, no entanto, apresenta uma difícil manipulação devido à sua

alta velocidade de resfriamento e solidificação, assim como uma suscetibilidade ao calor e à umidade (CHENNAKESAVA; *et al.*, 2017).

O poliestireno de alto impacto, conhecido como HIPS, que é um polímero termoplástico de baixa deformação. Em termos de processamento é muito semelhante ao ABS, contudo, em máquinas industriais da FDM, esse material é usado para estruturas de suporte, porque pode ser facilmente removido sem afetar a peça.

O policarbonato (PC), é um polímero de engenharia caracterizado por alta resistência ao impacto e resistência à temperatura amplamente utilizado para peças sujeitas a cargas. Salienta-se que, para usar este material na FDM, é necessário o uso de uma base aquecida. Além disso, é um material que absorve a umidade do ambiente e, portanto, pode causar problemas durante a fabricação.

Comumente conhecido como Nylon, a Poliamida (PA), é um material amplamente utilizado na manufatura aditiva e é caracterizado por possuir estruturas semicristalinas, possuindo boa estabilidade, rigidez, flexibilidade e resistência ao desgaste. O nylon difere do ABS ou do PLA por ser menos quebradiço e possui propriedades autolubrificantes que o tornam útil na fabricação de engrenagens ou porcas de parafuso.

A tabela 2 mostra as temperaturas de trabalho dos materiais mencionados acima. No entanto, deve-se levar em consideração que essas temperaturas podem variar dependendo da composição específica do material, de acordo com o fornecedor. Porém, ao usar uma temperatura de extrusão muito alta, a viscosidade tende a diminuir, portanto, o material pode fluir mais facilmente, conseguindo velocidades de extrusão maiores.

Tabela 2 - Faixa de temperaturas dos materiais de Modelagem por fusão e deposição.

Materiais	Temperatura de extrusão (°C)	Temperatura da plataforma (°C)
PLA	175-220	60 – 90
ABS	230-260	80 – 100
HIPS	220 – 250	80 – 110
PC	290 – 315	110 – 130
PA	240 – 280	100 – 120
TPU	195 – 230	60 – 90

Fonte: Adaptado de Calignano, *et al* (2017).

2.7. Próteses de Membro Superior Fabricadas pela Manufatura Aditiva

Sabendo que a tecnologia assistiva é um termo que se refere aos dispositivos, técnicas e processos que promovem a assistência e a reabilitação de pessoas com deficiência, a fim de melhorar sua qualidade de vida e garantir a independência do paciente, permitindo que as pessoas com esta limitação possam executar tarefas ou atividades que anteriormente geravam para elas grande dificuldade. Atualmente, um dos objetivos da evolução tecnológica nessa área é melhorar e facilitar a vida das pessoas, por meio de ferramentas que fazem parte da rotina de qualquer pessoa, como, por exemplo, talheres, computadores, carros, relógio, entre outros, que são instrumentos que facilitam o desempenho nas diferentes atividades de uma pessoa.

Dentro da tecnologia assistiva, existem diferentes metodologias que revolucionam a pesquisa em ciências da saúde, como manufatura aditiva e engenharia reversa. Com o uso dessas metodologias, é possível gerar um desenvolvimento para a criação de dispositivos customizados com menor custo de projeto e fabricação. Na área da medicina, diferentes aplicações dessas metodologias foram desenvolvidas, por exemplo, para a criação de modelos anatômicos personalizados e suas correspondentes simulações médicas, além de ter sido utilizado em pesquisas científicas em testes de ossos e tecidos moles. Da mesma forma, tem sido utilizado para gerar diagnósticos 2D ou 3D por meio de tomografia computadorizada (TC), ressonância magnética (RM) e análise de movimentos clínicos. Nesse sentido, as metodologias podem ser usadas para a digitalização 3D, incluindo a digitalização rápida de partes do corpo, bem como a digitalização rápida de todo o corpo. Por último, a manufatura aditiva permite flexibilidade para a criação de objetos com geometrias complexas, por exemplo, próteses ou órteses, onde eles são personalizados para atender às necessidades de cada pessoa (MIKOLAJEWSKA; *et al.*, 2014). Diversos projetos de desenvolvimentos de dispositivos protéticos que utilizaram essas tecnologias são verificados na literatura.

Dannereder *et al.* (2018) desenvolveram uma mão biônica impressa em 3D com controle de força e de músculo. Neste projeto, eles salientam que, a maioria das pessoas que sofreram perda do membro superior o substituem por uma prótese de baixo custo; garantindo, apenas uma funcionalidade mínima em comparação à mão anatômica, que sujeita o usuário a uma certa limitação nas atividades da vida

cotidiana. Foram desenvolvidas próteses biônicas sofisticadas do membro superior, que podem ser controladas pela contração muscular do membro afetado, a fim de substituir as principais funções que uma pessoa precisa em sua vida diária.

Essas próteses biônicas têm alto valor de mercado, e para gerar um melhor relacionamento entre o usuário, o designer e o engenheiro, é possível usar a impressão 3D para fabricar próteses biônicas com um valor mais acessível. O objetivo do projeto foi fabricar uma mão biônica impressa em 3D que pudesse ser programada para funções específicas do usuário, onde as regiões musculares usadas para detecção de sinal pudessem mudar espontaneamente conforme a necessidade, ajustando a sensibilidade da contração muscular e a força de preensão por meio de um controle de circuito fechado.

O projeto da prótese ficou em código aberto para garantir que as pessoas interessadas pudessem reconstruí-las. Foi composta por um micro controlador Arduino one, que realiza 15 tipos diferentes de movimentos de preensão, que são realizados por meio de atuadores lineares, criando um movimento independente nos dedos. Quanto à estética do dispositivo, procurou-se manter a forma anatômica da mão humana, composta por cinco dedos, um punho rotativo e um polegar rotativo, sendo controlado pela atividade muscular.

A fabricação da prótese biônica por meio de impressão 3D foi separada em 3 partes principais. A primeira parte referiu-se às peças de montagem, que são os componentes impressos em 3D, que correspondem aos dedos, tampas e outros componentes especialmente desenhados para a mão biônica, onde um total de 27 partes foram impressas por sinterização seletiva por laser (SLS). A segunda parte referiu-se a um grupo de peças de montagem, que são componentes como rolamentos de esferas, engrenagens, motores, sensores musculares e o controlador. Finalmente, a terceira parte correspondeu a elementos como parafusos, porcas e arruelas. Na figura 24 é possível observar essa mão biônica.

Figura 24 - Mão biônica impressa em 3D.



Fonte: Adaptado de Dannereder, *et al* (2018).

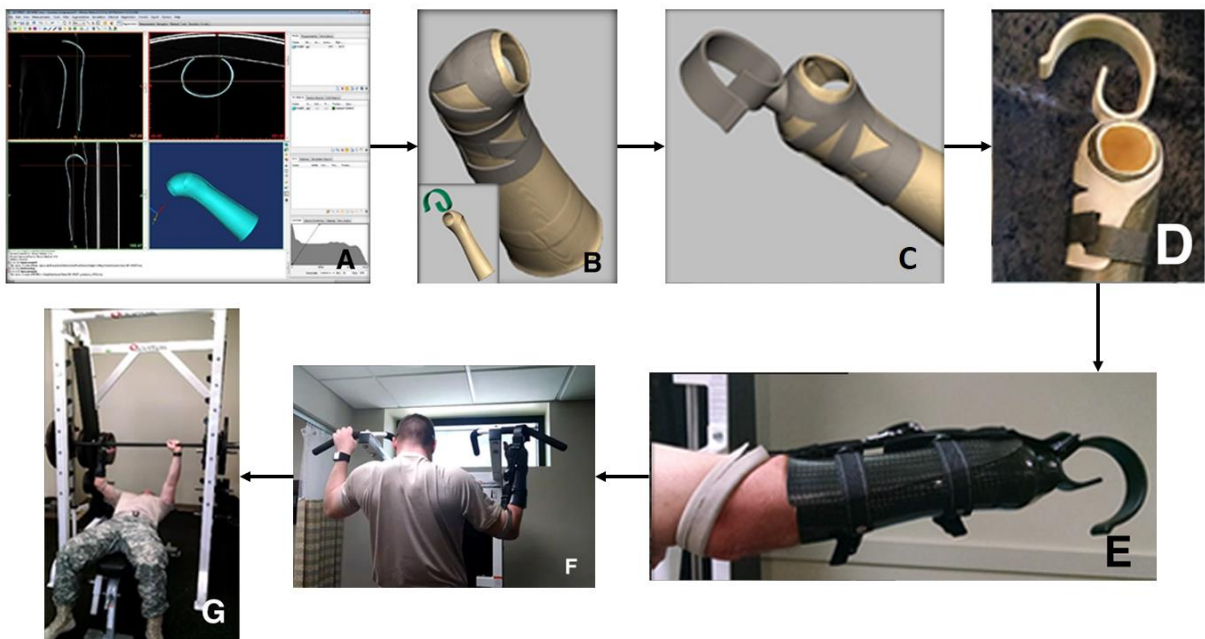
Liacouras, *et al.* (2017), elaboraram um trabalho baseado em próteses para militares, a fim de restaurar as funções e mobilidades de pessoas que perderam parte de seu membro superior na prestação de serviço militar. O objetivo do projeto foi desenvolver um membro superior protético para jovens extremamente ativos, que sofreram trauma por perder parte do membro, para que possam participar de inúmeras atividades do cotidiano. Esses tipos de pacientes requerem um desenho protético individualizado, em vez de uma prótese padrão. Mediante a impressão tridimensional, protéticos e engenheiros podem fabricar próteses com uma ampla variedade de materiais, que variam de plástico a liga de titânio. Por serem próteses customizadas, requerem um ajuste protético adequado à geometria da parte afetada. Para isso, é necessário o uso do scanner de membros por meio de tomografia computadorizada, onde esse membro é reconstruído digitalmente para produzir um modelo 3D virtual, que o engenheiro pode usar para desenhar um dispositivo protético com as características necessárias que o usuário possui.

Diversos tipos de próteses e acessórios personalizados foram projetados em relação a esta pesquisa desses autores, principalmente aqueles que apresentaram o uso de reconstruções da tomografia computadorizada. Um guia de pesquisa para desenvolver diferentes projetos clínicos particulares, especialmente mãos protéticas para levantamento de peso e patins de hóquei bilaterais, foi implementado. O trabalho

demonstrou como incorporar a tomografia computadorizada e a impressão tridimensional no processo de desenhar e fabricar dispositivos protéticos para a tecnologia assistiva, para que as pessoas que perderam parte do membro superior na prestação de serviço militar pudessem ser reintegradas em suas atividades.

A figura 25 mostra o processo de obtenção da prótese do membro superior adaptada para levantamento de peso. Na parte A, é mostrado ao soquete de fibra de carbono da pessoa afetada, que foi parcialmente digitalizada por meio de tomografia computadorizada em cortes de 1 mm e reconstruída para gerar o modelo do membro e exportá-lo no formato *Standard Template Library* (STL). Na parte b, pode se observar como o modelo obtido foi usado para gerar o projeto da prótese em um software CAD. Na parte C, o modelo de gancho é mostrado. Na parte D, se mostra o projeto impresso em 3D em liga de titânio, que foi testado no soquete de fibra de carbono. A parte E, mostra como a fibra de carbono foi tecida por meio de uma camada de titânio. Finalmente, na parte F e G, pode se observar a prótese final, usada por um membro do serviço militar, no qual ele consegue fazer seus exercícios de levantamento de peso.

Figura 25 - Adaptador de levantamento de peso.



Fonte: Adaptado de Liacouras, *et al* (2017).

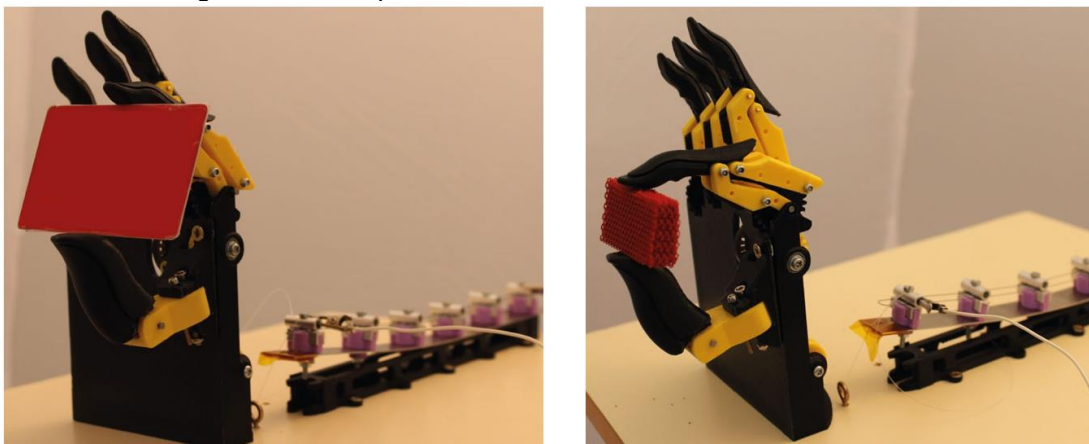
O projeto de Soriano *et al.* (2018), consistiu em desenvolver um novo conceito de mão protética modular baseada em prototipagem rápida e, por sua vez, em um novo atuador de liga de memória de forma (SMA), que reduz os custos de fabricação.

Para isso, foi necessário um pequeno mecanismo ativo, onde o projeto da prótese usasse apenas uma fonte de entrada, e por isso, foi escolhido um mecanismo protético da mão não ativo, para implementar as modificações necessárias e adaptar o atuador externo SMA para a prótese. Nesse sentido, um projeto modular de uma nova prótese foi desenvolvido para implementar o atuador SMA no movimento do dedo indicador, obtendo uma prótese modular e funcional de baixo custo por meio de manufatura aditiva.

O atuador SMA utilizado pelos autores foi composto de uma base impressa em 3D, um fio de nitinol, uma viga de aço inoxidável, duas peças impressas em 3D, um parafuso e uma porca, por sua vez, usando um cabo de nylon no extremo livre da viga para transferir o deslocamento linear do mecanismo. Quando o cabo SMA é aquecido pela transmissão de corrente elétrica, ele contrai e força a viga a flexionar, fazendo que o lado livre da viga suba da base. A corrente elétrica é transmitida de uma fonte de energia para dois dos seis pontos de conexão. A magnitude da flexão dependerá da contração do cabo SMA, que por sua vez depende dos pontos elétricos de entrada selecionados.

O desenvolvimento dessa prótese foi alcançado pelos autores mediante a obtenção de peças por meio da modelagem por deposição de material fundido (FDM). Além disso, o desenho foi baseado em uma prótese com mecanismo de dedo sem atividade, a fim de realizar as modificações necessárias para obter uma prótese manual modular e funcional operada por um atuador SM. Na figura 26 é possível observar a mão protética desenvolvida no projeto.

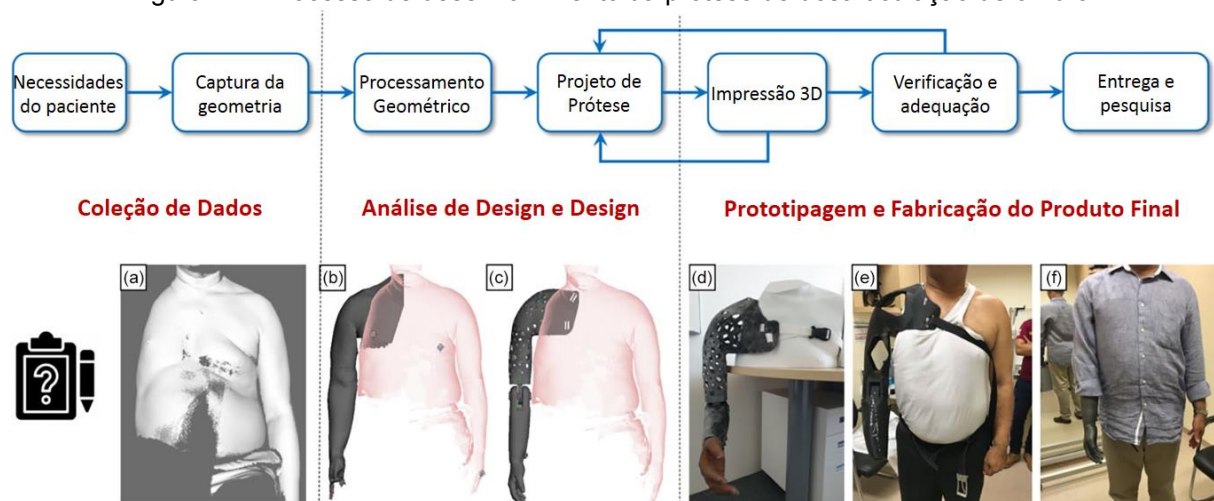
Figura 26 - Mão protética com atuador com memória de forma.



Fonte: Adaptado de Soriano, *et al* (2018).

Em um projeto feito pelos autores Binedell, *et al.* (2020), eles desenvolveram uma prótese de membro superior para desarticulação de ombro, objetivando que ela fosse leve, confortável de usar, tivesse cotovelo travável, além de corresponder às proporções do membro contralateral e ser totalmente livre de metal. Para o desenvolvimento deste estudo, os autores implementaram uma abordagem de projeto iterativo centrado no usuário, usando tecnologias de digitalização 3D, ferramentas CAD e manufatura aditiva, a fim de obter uma prótese funcional do membro superior para a desarticulação do ombro. Nos resultados obtidos, os autores mostraram que o custo da prótese desenvolvida é 20% mais barato do que uma prótese para desarticulação de ombro confeccionada pelos métodos tradicionais. Além disso, os autores realizaram pesquisas que indicaram a preferência de uso dos usuários entre a prótese confeccionada por métodos tradicionais e a prótese confeccionada por manufatura aditiva, com o resultado que os usuários preferiram o dispositivo impresso em 3D por sua eficácia geral, tamanho preciso, facilidade de uso e suspensão. Na figura 27 se mostra o processo de desenvolvimento da prótese.

Figura 27 - Processo de desenvolvimento da prótese de desarticulação de ombro.

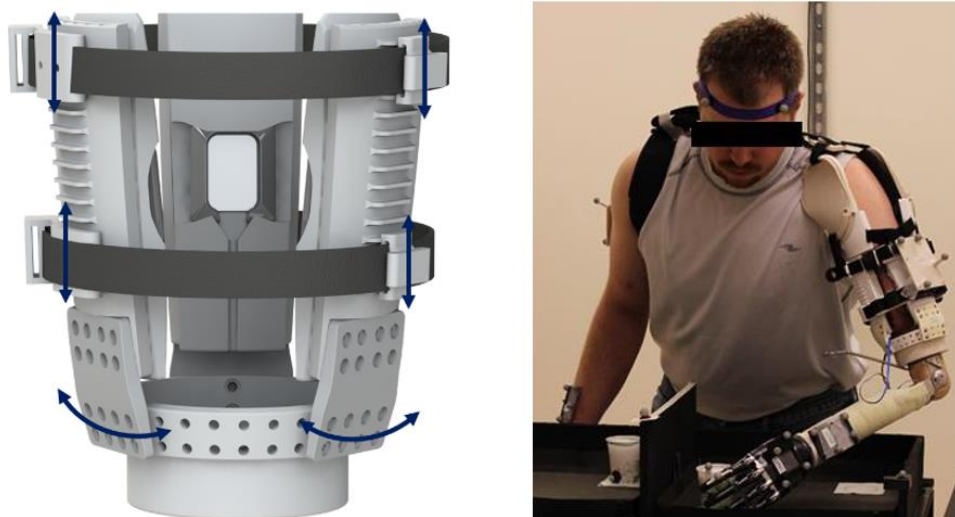


Fonte: Adaptado de Binedell, *et al.* (2020)

Em um projeto desenvolvido pelos Hallworth, *et al.* (2020) estabelecem a necessidade de estudar o desenvolvimento e tradução de estratégias de controle mioelétrico, a fim de produzir próteses de membro superior mais robustas e com bom desempenho em um ambiente experimental para uso diário por parte de pessoas com amputações de membros superiores, sabendo que esse processo se torna demorado e caro. Como a funcionalidade da prótese é altamente dependente da interface física entre o soquete protético e o coto da pessoa, a avaliação dos controladores integrados

ao dispositivo de interface em condições ambientais reais é essencial para obter resultados representativos. No entanto, os autores afirmam que essa avaliação é particularmente difícil porque as próteses e a estratégia de controle devem ser específicas para cada usuário. Com base nisso, os autores realizaram um estudo que visa solucionar esse problema, projetando e avaliando um soquete protético modular, de baixo custo e fácil de usar, para amputação transumeral. Os autores desenvolveram este soquete protético em conjunto com especialistas em reabilitação, além disso, o dispositivo foi comparado com um soquete protético de um usuário. Os autores realizaram avaliações mecânicas e funcionais em ambos os soquetes protéticos, que produziram resultados semelhantes em testes mecânicos e funcionais. A figura 28 mostra o soquete protético modular e um usuário o utilizando para fazer os testes.

Figura 28 - Soquete protético modular para amputação transumeral.



Fonte: Adaptado de Hallworth, *et al* (2020).

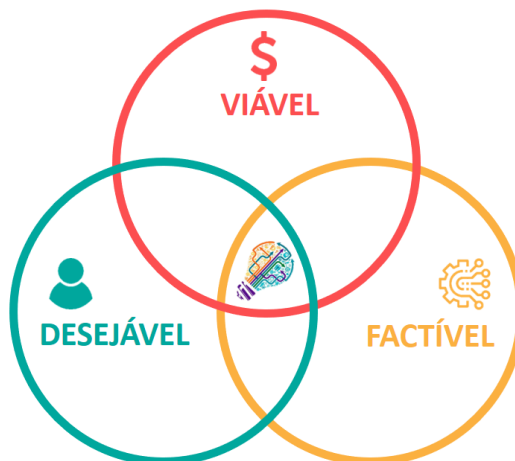
2.8. Design Thinking

O *Design Thinking* (DT) refere-se a um processo sistemático de inovação e design, que se concentra em uma profunda empatia pelas necessidades, desejos e desafios apresentados pelo cliente, a fim de entender completamente o problema exposto pelo mesmo e, assim, desenvolver soluções abrangentes e eficientes (ROBERTS; *et al.*, 2016). De acordo com Brown, *et al* (2010), o DT é uma metodologia de inovação centrada no cliente, que possui um conjunto de ferramentas para integrar suas necessidades, as possibilidades da tecnologia e os requisitos para sucesso de

projetos. O uso dessa metodologia pode transformar a maneira como as organizações desenvolvem produtos, serviços, processos e estratégias.

A empresa de design e consultoria IDEO estabelece que esta metodologia é apresentada como uma maneira de resolver problemas, com foco nas necessidades humanas, a fim de observar, criar protótipos e praticar testes até chegar a uma solução desejável, desde o ponto de vista humano até o que é tecnologicamente factível e economicamente viável, como é mostrado na figura 29. Também permite que pessoas não treinadas como designers usem ferramentas criativas para enfrentar uma variedade de desafios, conectando conhecimentos de várias disciplinas, como da psicologia, sociologia, marketing e engenharia (SHAPIRA; *et al.*, 2017).

Figura 29 - Solução desejável desde o ponto de vista humano, com o que é tecnologicamente factível e economicamente viável, para criar inovação.



Fonte: Adaptado de Wiefeling, K. (2020).

Essa metodologia se baseia amplamente em uma lógica abdutiva, que se refere a uma lógica do que poderia ser, em vez de uma lógica dedutiva, que é uma lógica do que deveria ser, possibilitando dessa maneira, expandir as possíveis soluções derivadas de fontes dentro e fora do campo de atenção, gerando uma solução centrada no usuário. O DT é uma ideia, uma estratégia, um método e uma forma de enfrentar as diferentes situações, que vão além dos limites de uma pessoa ou organização. Esta metodologia utiliza atividades criativas para estimular a colaboração e a resolução de problemas, onde se adota uma postura de iniciante, para permanecer aberto, curioso, não assumir nada e ver a ambiguidade como uma oportunidade. Em relação a isso, o DT se caracteriza pelos seguintes postos-chave (IDEO LLC., 2012):

- Ser centrado no cliente. O DT começa pela empatia e compreensão das necessidades e motivações dos clientes;
- Ser colaborativo. Um trabalho em equipe onde todos os membros dão ideias é muito mais eficiente do que encontrar a solução para um problema a partir das ideias de apenas uma pessoa. O DT se beneficia de múltiplas perspectivas e da criatividade dos participantes;
- Ser otimista. Esta metodologia tem um princípio fundamental e que é sempre possível gerar mudanças e melhorias, independentemente da magnitude do problema, falta de tempo ou orçamento reduzido, e das limitações do ambiente, buscando caracterizar o design como uma experiência agradável;
- Ser experimental: na forma de trabalhar o DT contempla o fracasso, a fim de aprender com os erros e, assim, gerar novas ideias, deles obter opiniões e repetir o processo.

O conceito do DT foi criado no final dos anos 80 por David Kelley, professor, consultor e cofundador da empresa IDEO (uma consultoria internacional de design e inovação). Ele liderou a criação da D. School na Universidade de Stanford, é o criador do primeiro mouse para a Apple. No entanto, a conceituação e a massificação do DT se devem a Tim Brown, que estabeleceu esse conceito em uma publicação na Harvard Business Review em 2008. Brown é professor da Escola de Engenharia da Universidade de Stanford e cofundador e presidente da consultoria IDEO (GOBBLE, M., 2015).

2.8.1. *Espaços do Design Thinking*

O processo de DT é considerado um sistema de três espaços sobrepostos, e não uma sequência de etapas ordenadas, sendo estas, inspiração, ideação e implementação, como é mostrado na figura 30. A inspiração, para se referir a ser pensado como o problema ou oportunidade que motiva a busca de soluções, a ideação para representar o processo de geração, desenvolvimento e teste de ideias e, por fim, a implementação como forma de levar o projeto para as pessoas. Essas seções ou espaços caracterizam-se por não possuírem uma forma sequencial, ou seja, é possível voltar por inspiração, ideação e implementação repetidamente, conforme as ideias são direcionadas (PETERSEN; *et al.*, 2017).

Figura 30 - Espaços do DT.



Fonte: Adaptado de BROWN, T. (2020)

2.8.1.1. Inspiração

Embora seja um método não linear, geralmente o processo DT começa com o espaço Inspiração, em que as pessoas são motivadas a procurar soluções para diferentes problemas. O início desta fase se dá com um relatório, no qual são detalhadas as restrições mentais, para dar à equipe de trabalho um ponto de partida ou referência, além de estabelecer um conjunto de objetivos que devem ser alcançados. Deve ser esclarecido que este relatório não é com instruções, ou formas de resolver dúvidas antes de conhecer bem o problema, pelo contrário, esse um relatório permite imprevisibilidade, criatividade e ideias inovadoras. Portanto, quanto mais restrições forem estabelecidas no relatório, melhor será o resultado do DT. Em seguida, é necessário descobrir quais são as necessidades dos clientes, que geralmente são investigadas por meio de a observação, grupos de foco e pesquisas, onde as pessoas são questionadas sobre o que desejam e precisam.

2.8.1.2. Ideação

O segundo espaço do DT é a ideação, em que, a partir das informações obtidas com observações e relatórios, a equipe de trabalho faz uma síntese de ideias que podem levar a soluções ou oportunidades de mudança, multiplicando assim as opções de criar diferentes percepções sobre o comportamento humano. Essas percepções podem levar a diferentes visões de criação de novos produtos, serviços ou

experiências. Além disso, debates são criados entre as alternativas para aumentar a probabilidade para que o resultado seja convincente.

Um dos fatores fundamentais para que o *Design Thinking* exista é que deve ser constituído por um grupo de trabalho multidisciplinar, no qual cada um dos integrantes possa ter competências profundas que lhes permitam dar contribuições tangíveis para a geração de um resultado, e ao mesmo tempo, que haja empatia por outras pessoas e por disciplinas. Com isso, a equipe interdisciplinar costuma passar por um processo estruturado de brainstorming, a partir de uma pergunta ou dúvida, a fim de gerar ideias diversas que vão do absurdo ao óbvio. Neste ponto, as ferramentas comumente usadas são notas adesivas e representações visuais que ajudam outros participantes a entender ideias complexas.

Deve-se ter em mente que no processo de brainstorming nenhuma ideia é absurda, e razão deve ser deixada de lado, onde os participantes são incentivados a apresentar o máximo possível de ideias. Em seguida, é feita uma classificação das ideias, onde as melhores terão maior probabilidade de execução.

2.8.1.3. Implementação

O terceiro espaço do DT se refere à implementação, que consiste na geração de um plano de ação concreto para executar as melhores ideias geradas no espaço da ideação. Para isso, são criados protótipos que transformam ideias em produtos ou serviços iniciais, que são iterados e refinados. Com a criação dos protótipos, espera-se descobrir os desafios e consequências que não foram previstos, porém, considerando que a produção deste primeiro modelo pode ser cara e complexa e deve ser bem planejada. Com isso, o processo de DT deve ser repetido para saber em que quais melhorias são possíveis e assim criar um protótipo completo de produto ou serviço que possa ser lançado no mercado real.

2.8.2. *Processo de Design Thinking*

Tendo em conta os três espaços centrais de DT, Inspiração, ideação e implementação, há um processo que ajuda na aplicação deste método. Atualmente, existem variantes desse processo, que pode mudar de acordo com a fonte, tendo de cinco a sete etapas. As variantes do DT são muito semelhantes, pois incorporam os mesmos princípios. Um modelo da metodologia de DT proposto pela Stanford

University é composto por 5 etapas que são, empatizar, definir, idealizar, prototipar e testar, onde pode ser observado na figura 31. Ressalta-se que as cinco fases ou etapas da metodologia nem sempre são sequenciais, não é necessário seguir uma ordem específica, ou ser implementadas como um processo hierárquico ou passo a passo, pelo contrário, podem ser executadas em paralelo e repetidas tantas vezes quanto são necessárias, e devem ser interpretadas como uma descrição geral das fases e como elas contribuem para o desenvolvimento de um projeto inovador (HENRIKSEN; *et al.*, 2017)

Figura 31 - Processo do *Design Thinking*.



Fonte: Adaptado de KARL, S. (2020).

De forma geral, o processo começa com uma pesquisa e uma empatia com os clientes que precisam de um produto, serviço ou experiência, que, por sua vez, necessitam de mudanças, adaptações e melhorias. A próxima fase começa com uma síntese na qual diferentes formas de alcançar os resultados desejados são planejadas, feita em conjunto com os usuários. Em seguida, a equipe de trabalho juntamente com os clientes, realizam uma série de revisões críticas das ideias, a fim de gerar melhores cenários, satisfazendo a maior quantidade de necessidades, gerando a melhor solução dentro de limitações como orçamento e tempo. Por sua vez, a quarta etapa consiste na criação dos primeiros protótipos, geralmente em pequena escala, em que são realizados testes em que as ideias formuladas nas etapas anteriores são colocadas em prática, a fim de aprender algo novo sobre o problema ou possível solução. Finalmente, após uma série de testes e avaliações críticas, surge

uma solução otimizada para a situação e uma implementação na escala real (GOTTLIEB; *et al.*, 2017).

A empatia corresponde à primeira etapa do processo de aplicação da metodologia de *design thinking*, constituindo a base para as etapas subsequentes. Nesta fase, os profissionais utilizam diferentes métodos de pesquisa de design para obter informações, o que pode ajudar a identificar problemas e, por sua vez, gerar hipóteses. Nesta fase, é importante evitar menosprezar ou julgar as ideias; pelo contrário, deve levar em consideração a importância da observação e das entrevistas, pois são dois métodos valiosos de pesquisa de design na fase da empatia. Deve-se levar em consideração que as pessoas geralmente não sabem quais são suas necessidades, no entanto, uma maneira de obter informações é observando seu comportamento ou procurando histórias específicas que forneçam pistas importantes em torno de uma variedade de necessidades não atendidas.

Por outro lado, também é de vital importância que sejam encontrados clientes finais que estão em lados opostos, para aprender diferentes problemas, necessidades e soluções existentes. Da mesma forma, obter essa empatia com os diferentes clientes ajuda a identificar as informações, considerando que todas as partes interessadas estão conectadas de alguma forma.

Na fase de definição, as interpretações transformam as observações da fase anterior em ideias significativas, mediante a organização em tópicos das informações obtidas na fase da empatia, a fim de examinar e discutir cada dos tópicos e, assim, desenvolver ideias sobre o cliente e suas necessidades. Dessa forma, o objetivo geral dessa etapa é criar uma declaração mais específica do problema do que o desafio original obtido no passo 1, pois nessa fase as necessidades recém-descobertas são obtidas.

Sabendo que um problema foi identificado, a etapa de idealização consiste na abordagem de geração de ideias. Aqui é vital que, dentro do grupo de trabalho, haja um brainstorming, em que cada membro seja incentivado a contribuir com ideias que variam do óbvio para o absurdo, já que, em muitas ocasiões, estes últimos são geralmente os mais valiosos, porque ajudam a contribuir para a geração de ideias que se aproximam da solução necessária. O objetivo do brainstorming é fornecer inspiração e foco para conceber ideias, onde gerar a pergunta “Como poderíamos?” É crucial nesta fase, porque o “Como” pressupõe que existe uma solução, o

“Poderíamos” enfatiza que é aceitável se uma ideia é bem-sucedida ou não, e o “Nós” cria confiança e colaboração, isso funciona como uma fonte que amplia as perspectivas de inspiração para a produção de ideias.

Durante a fase de prototipagem, busca-se entender como os clientes finais responderão a este primeiro modelo da possível solução, por sua vez, quais recomendações eles podem fazer e, assim, melhorar a ideia e adaptar o modelo de maneira ideal às necessidades do cliente. Nesta fase, os participantes devem adotar uma ideia em relação à solução, criando vários protótipos com seu respectivo design, onde serão testados com uma suposição específica para gerar mais ideias em comparação com as ideias já captadas. Com isso, os participantes devem criar um protótipo simples, mas que, por sua vez, os faça entender os problemas que estão solucionando, uma vez que, quanto mais avançado tiver o protótipo, menos provável que os usuários forneçam comentários ou recomendações. O objetivo desta etapa é mostrar ao usuário, por meio da representação de um protótipo, que a solução para um problema se torna tangível, acionável e verificável, e é por isso que a participação do cliente é tão importante, pois isso permite a identificação de pontos fortes e fracos de uma ideia, e onde ela pode ser melhorada ou refinada.

Na etapa de teste, o desenvolvimento e as alterações relevantes para a solução proposta pelos participantes são gerados. O DT é um processo cíclico e iterativo, no qual, uma vez que uma solução é descoberta, ela pode ser aprimorada e aperfeiçoada com a repetição de qualquer uma das etapas.

Deve-se notar que o processo de DT tem muitas semelhanças com o método científico. No entanto, há algumas diferenças importantes na maneira como as soluções são colocadas para os problemas. A maneira pela qual os problemas são resolvidos pelos cientistas em muitas ocasiões é enfatizando a análise de hipóteses que já foram formadas ou se aproxima de uma possível solução baseada na teoria. Ao usar a metodologia DT, é possível enfatizar a síntese de informações e de ideias de diferentes fontes, procurando novas soluções. Dessa forma, com a aplicação dessa metodologia, é possível ter uma nova abordagem e um conjunto de ferramentas para gerar soluções para problemas complexos, em que práticas convencionais não são capazes de gerar a resposta desejada (ROBERTS; *et al.*, 2016).

Um estudo realizado pelos autores Lewis, *et al* (2020) estabelecem que os sintomas do trato urinário inferior afetam um número considerável de mulheres nos

Estados Unidos, por esse motivo, em 2015 foi financiado um consórcio de pesquisa para a prevenção de sintomas do trato urinário inferior em mulheres (PLUS), a fim de estabelecer a base científica para os esforços de prevenção, compreendendo a função saudável da bexiga e identificando os fatores de risco e proteção para a saúde da bexiga em mulheres em todo o mundo. Os autores conduziram esse consórcio interdisciplinar criando uma lista de mais de 600 candidatos a fatores de risco e proteção para a saúde da bexiga em mulheres e meninas, e refinaram e priorizaram 29 questões de pesquisa específicas para informar um estudo observacional. Os autores desenvolveram o consórcio utilizando o DT, onde puderam constatar que era uma estratégia útil para gerar um conjunto completo e inovador de questões de pesquisa, sendo de grande importância nas áreas da ciência da prevenção.

Da mesma forma, em um estudo desenvolvido pela Abookire, *et al* (2020), os autores estabeleceram que as tendências atuais nos cuidados de saúde em um único estado exigem abordagens inovadoras e adaptativas para melhorar os resultados e reduzir as ineficiências. Em comparação com os métodos tradicionais de resolução de problemas na saúde e outros campos adjacentes à saúde pública, os autores determinaram que o DT leva a intervenções mais bem-sucedidas e sustentáveis, pois observaram que o DT facilitou melhorias na satisfação do paciente, do provedor e da comunidade, e na saúde pública, a eficiência e a colaboração no desenvolvimento de intervenções aumentaram. Neste artigo, os autores descrevem o desenvolvimento e avaliação de um workshop prático de DT, testado com alunos do Mestrado em Saúde Pública (MPH) em abril de 2019 na Thomas Jefferson University, com isso, os autores puderam observar que as métricas estavam alinhadas com os objetivos de aprendizagem estabelecidos relacionados ao processo, ao impacto e aos resultados do workshop. Com isso, os autores concluíram que a intervenção do workshop aumentaria a compreensão dos participantes sobre os conceitos e aplicações do DT em saúde pública, portanto, após a avaliação dos dados piloto, o workshop foi refinado e incorporado ao Currículo MPH na Thomas Jefferson University na Filadélfia, Pensilvânia.

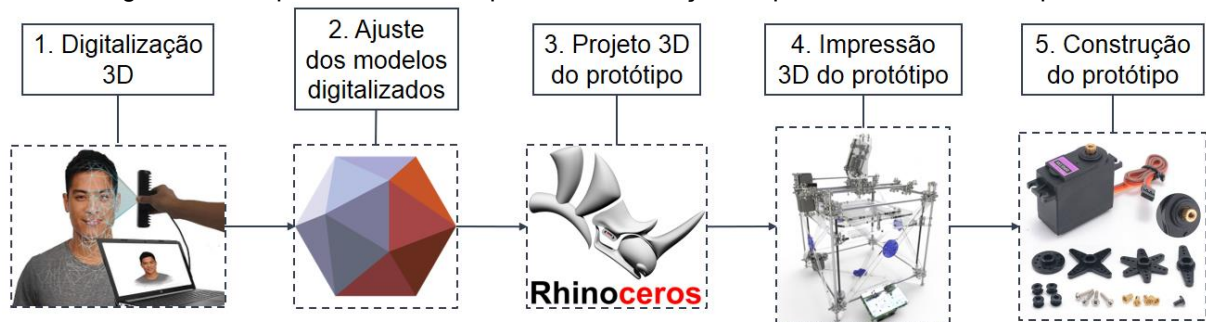
A fim de explorar a deficiência e as práticas de design participativo, o autor Knochel, A (2019) desenvolveu um artigo que analisa o currículo dos cursos pré-serviço de educação artística que usa DT e impressão 3D com foco em dispositivos assistivos, para criar uma prótese DIY. Para isso, os alunos de educação artística

participaram em uma exposição a tecnologias inovadoras, a fim de compreender o espaço de aprendizagem das artes que incorpora estruturas do Design Universal. Da mesma forma, para melhorar o processo de pesquisa em relação ao DT, os alunos foram incentivados, por meio de interpretação de papéis, a criar projetos para pessoas que têm o uso total das mãos restrito. Com isso, o autor observou que essa prática de interpretação de papéis explora o potencial da educação artística socialmente comprometida, que, neste caso, combina fabricação e criação digital ao mesmo tempo, tendo um impacto social positivo. Além disso, ele observou que explorar as relações biopolíticas e a ética da deficiência com a interpretação de papéis fornece uma ideia sobre como uma metodologia de design pode gerar uma nova forma de educação artística.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

A metodologia implementada para o desenvolvimento deste projeto foi o *Design Thinking*, como foi mencionado no capítulo 1. Para isso, foi utilizado o modelo proposto pela universidade de Stanford, composto pelas fases de empatizar, definir, idealizar, prototipar e testar, a fim de auxiliar uma oficina ortopédica credenciada pelo SUS, para desenvolver uma prótese de membro superior com possibilidades de ser incluída na tabela de dispositivos OPM do SUS. Para isso, foram utilizados métodos e equipamentos que executaram um processo automatizado de fabricação de prótese, onde, na figura 32, é apresentado um diagrama resumo do referido processo.

Figura 32 - Esquema resumo do processo de criação da prótese de membro superior.



Fonte: o Autor.

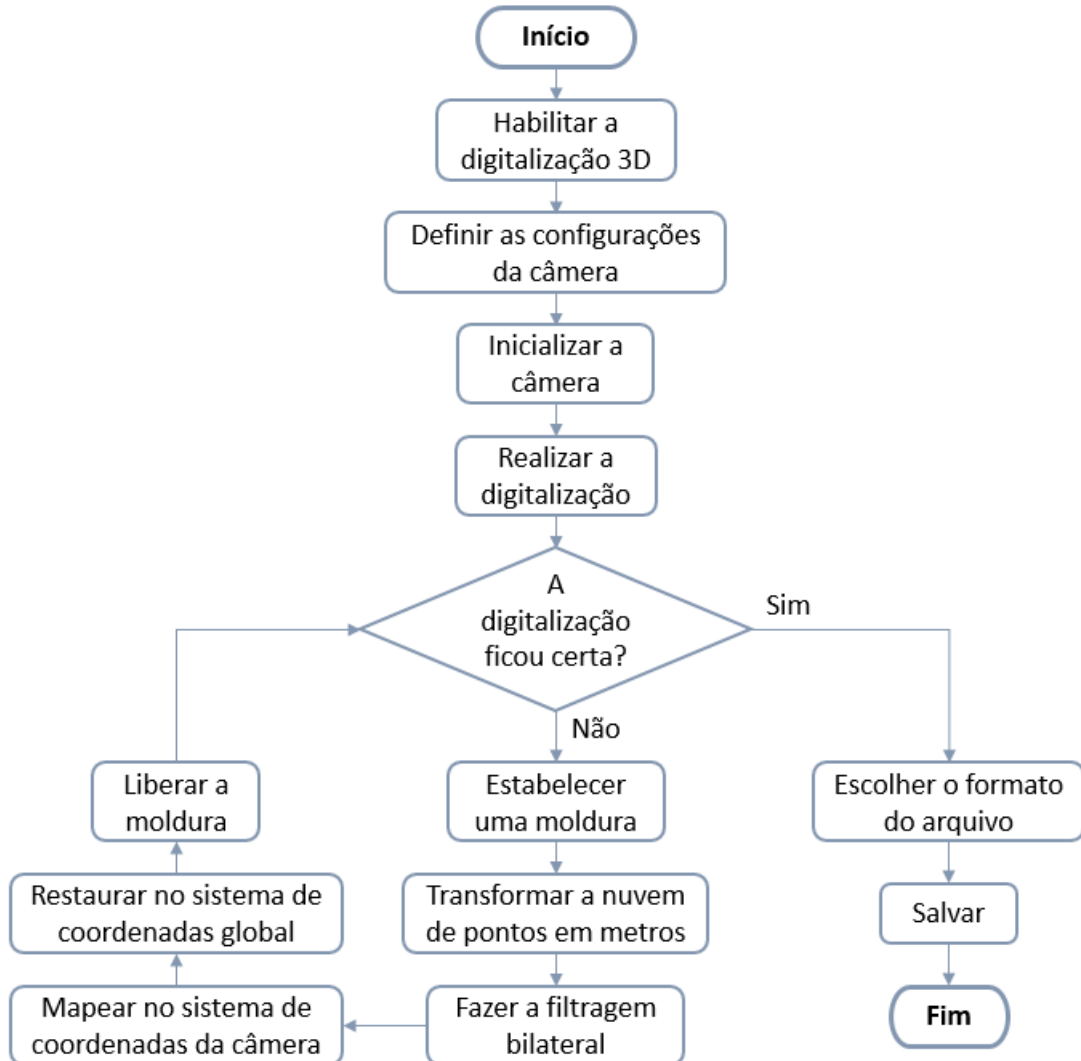
3.1. Digitalização 3D

Inicialmente, o processo de criação do dispositivo começa com a digitalização do membro afetado, a digitalização 3D se refere à captura de uma imagem em formato tridimensional de um objeto, onde esta tecnologia realiza uma medição automática durante o processo de digitalização e elimina erros de transcrição ou medição. Seu funcionamento se deve à criação de uma nuvem de pontos com os dados tridimensionais, esses dados são formatados em um sistema de referência padrão, onde são combinados para formar um modelo completo do objeto.

Na área da reabilitação, as partes externas do corpo são tradicionalmente medidas de forma artesanal, porém, com esta tecnologia é possível obter um modelo tridimensional da parte do corpo desejada sem contato físico, sendo um processo minimamente invasivo que promove a redução do estresse e desconforto. Da mesma forma, a digitalização 3D é uma tecnologia que gera imagens tridimensionais precisas em forma e tamanho, que por sua vez, pode contribuir para a implementação de processos de fabricação que reduzem o desperdício e melhoram a qualidade do

produto (HALEEM; *et al.*, 2019). Na figura 33 se mostra um diagrama de fluxo que representa o processo do escaneamento 3D seguindo a orientação do Li, *et al* (2020).

Figura 33 - Fluxograma do processo de digitalização 3D de um objeto.



Fonte: O Autor.

Foi realizada a digitalização de uma extremidade superior, onde foi feita com a câmera RealSense™ SR300 da empresa tecnológica Intel®, este equipamento é uma câmera portátil que pesa aproximadamente 10 gramas, com dimensões de 110x12,6x4,1 mm, e tem um custo no mercado de US \$130. A câmera possui sensores de profundidade que utilizam uma metodologia de luz codificada, a fim de perceber a profundidade em curto alcance. Esta ferramenta integra um sistema de microfone duplo, uma câmera a cores de 1080 p, com uma distância ótima de trabalho entre 0,2m e 1,5m para uma boa percepção da profundidade.

Com a utilização desta câmera é possível reconstruir a digitalização 3D da forma e aparência de um objeto em uma malha triangular 3D, além disso tem a capacidade de reconhecer o rosto de uma pessoa com suas características faciais, fornecendo até 78 pontos de referência para obter uma alta precisão reconhecimento da expressão (ZABATANI; *et al.*, 2019). Na figura 34 é mostrada a câmera Realsense™ SR300.



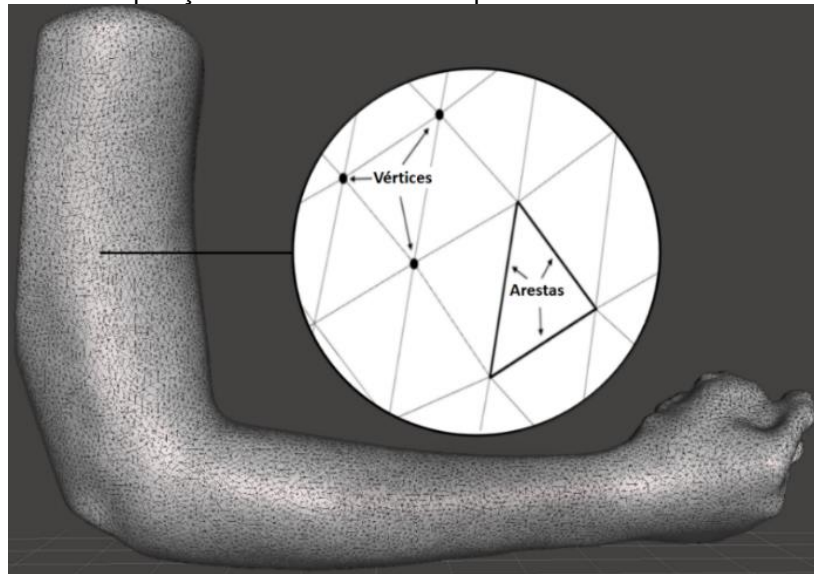
Fonte: O Autor.

3.2. Ajuste dos Modelos Digitalizados

Após realizar a digitalização, foi feito o ajuste dos modelos obtidos, onde algum ruído ou partes indesejáveis da digitalização são eliminados, sem afetar a estrutura de estudo, para isso, foi utilizado o software Meshmixer, que é uma ferramenta gratuita desenvolvida pela Autodesk, que se baseia na criação e modificação de objetos em 3D e permite realizar correções de erros ou alterar objetos que sejam importados ao software, devido a que possui muitas ferramentas 3D, como ferramentas de escultura 3D, recursos de remeshing ou suavização de malha.

Uma das principais vantagens do software Meshmixer é que é possível modificar o modelo 3D sem danificar a topologia 3D, já que a funcionalidade de mixagem de malha é muito poderosa, ela permite anexar facilmente um modelo a outro, onde o software cuida de todas as nuances relacionadas à modificação da malha. Meshmixer opera em malhas de triângulos, que consistem em três tipos de elementos: vértices, arestas e triângulos, essa malha compõe toda a superfície do objeto (SCHMIDT; *et al.*, 2013). Na figura 35 se mostra um exemplo da malha de triângulos de uma superfície no Meshmixer.

Figura 35 - Composição da malha de uma superfície 3D no software Meshmixer.



Fonte: O Autor.

3.3. Projeto 3D do Protótipo

Após fazer os ajustes necessários às digitalizações do membro, procede-se a fazer o projeto 3D do protótipo, que foi realizado no programa Rhinoceros® 3D 6.0, que é um software de modelagem tridimensional baseado no NURBS, este termo se refere a representações matemáticas de geometrias tridimensionais, capazes de descrever qualquer forma com precisão, desde linhas simples, círculos, arcos ou curvas em 2D até os sólidos mais complexos ou superfícies orgânicas de formas livres em 3D, como carrocerias de automóveis e corpos humanos. Rhinoceros® é um software de desenho assistido por computador, que é comumente usado para design industrial, arquitetura, design naval, design de joias, design automotivo, CAD/CAM, prototipagem rápida, engenharia reversa, bem como na indústria de design gráfico e multimídia (RHINOCEROS®, 2017).

Com o exposto, para iniciar o projeto 3D do protótipo, foi necessário importar as digitalizações em formato STL no software Rhinoceros®, a fim de obter as dimensões de cada uma das partes de interesse e assim gerar uma base para um projeto 3D de prótese proporcional ao membro escaneado.

3.4. Impressão 3D do Protótipo

Com o projeto 3D desenvolvido, o próximo passo realizado foi a impressão 3D de cada uma das peças. Para isso, os modelos 3D das peças foram importados em formato STL no software de impressão, neste caso, foi utilizado o programa Repetier-Host da tecnologia de modelagem por fusão e deposição (FDM), descrita no capítulo 2. Neste programa, os parâmetros de impressão devem ser estabelecidos, onde os principais são o material, a velocidade de impressão, a altura da camada, o diâmetro do bico, a temperatura do bico, a temperatura da cama, o uso de suportes, o tipo de preenchimento, a espessura exterior, a espessura superior / inferior, o ângulo mínimo para geração de suporte, entre outros.

O material utilizado para a obtenção das peças foi o Poli (ácido lático), que, conforme explicado no Capítulo 2, é um termoplástico derivado do amido de milho, que não gera gases tóxicos durante a impressão. Este material possui uma temperatura de transição vítrea de aproximadamente 60°C, o que indica que a partir dessa temperatura o material passa a adquirir elasticidade e capacidade de deformação plástica sem fraturar, por isso, em alguns casos esta temperatura é utilizada na cama da área impressão 3D.

Uma das vantagens do uso do Poli (ácido lático) na impressão 3D é que tem um excelente desempenho mantendo a qualidade dimensional da peça, porém, é um material que pode entupir o bico da extrusora com muita facilidade, além disso, deve-se armazenar o material em ambientes secos, para não haver contato com a umidade (BESKO; *et al.*, 2017). A tabela 3 apresenta algumas características técnicas que o fornecedor Cliever disponibiliza do PLA.

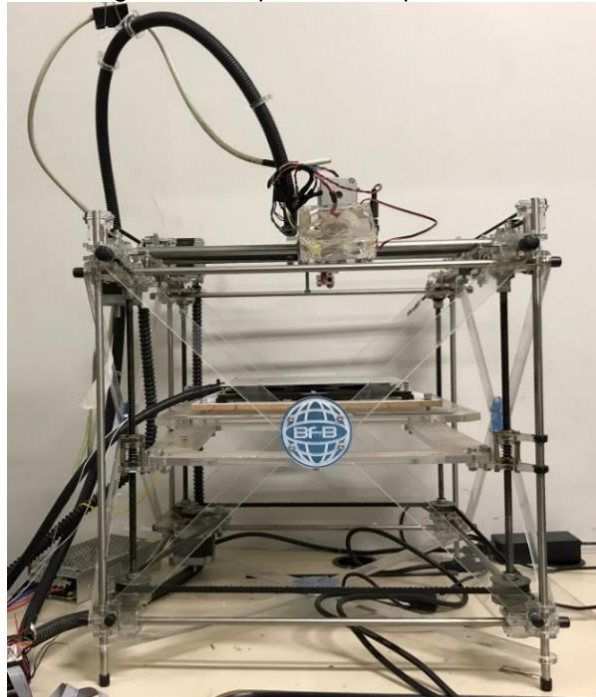
Tabela 3 - Especificações Técnicas do Poli (ácido lático).

PROPRIEDADE	VALOR
Diâmetro	1,75 mm
Tolerância dimensional	±0.05 mm
Temperatura de impressão	180 a 200 °C
Temperatura da mesa de impressão	50 a 60 °C
Densidade	1,24 g/cm ³
Filamento peso líquido	1 kg
Tamanho do filamento	380 m
Dimensões do filamento	20*20*6 cm
Dimensões da embalagem	21*21*7 cm
Temperatura de transição vítrea	60 °C

Fonte: Adaptado de Cliever (2020).

Após a determinação dos parâmetros de impressão no software Repetier-Host, foi utilizada a impressora Rapman 3.0 (figura 36) que pertence ao laboratório de estudos em processos avançados de manufatura (LEPAM), a qual utiliza a tecnologia de Modelagem por fusão e deposição (FDM), a tabela 4 mostra algumas especificações da impressora. Sua operação consiste em introduzir o material a ser utilizado (geralmente um filamento termoplástico armazenado em bobinas), por meio de um bico que está a uma temperatura próxima à temperatura de fusão do material, que se move nos eixos X e Y na deposição do material, solidificando ao entrar em contato com o meio ambiente, da mesma forma, a mesa de impressão se move no eixo Z, descendo a cada vez que termina a deposição de uma camada, até obter a peça.

Figura 36 - Impressora Rapman 3.0.



Fonte: o Autor.

Tabela 4 - Especificações Técnicas da impressora Rapman 3.0.

ESPECIFICAÇÕES	VALOR
Tecnologia	Modelagem por fusão e deposição (FDM)
Tamanho do quadro (largura x profundidade x altura)	~ 48.77 cm * 51.82 cm * 81.79 cm
Peso	~ 17 kg
Materiais de construção	PLA ABS
Precisão	Eixo Z: 0,125 mm
Volume de construção (X, Y, Z)	26.92 cm * 20.57 cm * 21.08 cm

Fonte: Adaptado de Buy 3D Printer (2020).

Conhecendo o processo de impressão e o funcionamento da máquina, as peças são impressas, para isso foi levado em consideração que deve ser feito com uma temperatura da cama de aproximadamente 60°C, e por sua vez, usar uma cola de PVC, a fim de manter as peças fixadas ao vidro da cama durante a impressão. Por fim, foi verificado se o material estava fluindo normalmente pela extrusora, isso foi feito para expulsar o material antigo que estava dentro da máquina e verificar se tudo estava funcionando da maneira correta. Depois de fazer tudo o que foi mencionado, inicia-se o processo de obtenção das peças.

3.5. Construção do Protótipo

Neste ponto, para realizar a construção do protótipo, além de utilizar as partes impressas, foram utilizados diferentes componentes que intervêm no seu funcionamento, dividindo-os em componentes de potência, eletrônicos e mecânicos. Com relação aos componentes de alimentação correspondem a 2 baterias Sony US18650S STG Ion de lítio recarregáveis de 3,7V e 1400 mAh (figura 37a), um conector para carregar as baterias e um interruptor para ligar e desligar o sistema.

Quanto aos componentes eletrônicos, corresponde a um Arduino Nano e um potenciômetro B10K. Um potenciômetro é um resistor elétrico com um valor de resistência variável e geralmente ajustável manualmente, usam três terminais e são normalmente usados em circuitos de baixa corrente, a figura 37(b) mostra o potenciômetro B10k e suas especificações podem ser vistas na tabela 5 (MICROJPM S.A., 2020).

Tabela 5 – Especificações Técnicas do potenciômetro B10k.

ESPECIFICAÇÕES	VALOR
Resistência	10 kΩ
Potência	0,5 W
Temperatura de operação	-10 a 80 °C
Tolerância	20%

Fonte: Adaptado de MicroJPM S.A. (2020).

O Arduino Nano é uma pequena placa, completa e compatível com a placa de ensaio baseada no ATmega328 (Arduino Nano 3.0). Na figura 37(c) é mostrado o Arduino Nano e a tabela 6 mostra suas especificações.

Tabela 6 - Especificações do Arduino Nano usado no sistema do dispositivo.

Arduino Nano	
Microcontrolador	Atmel ATmega168 ou ATmega328
Tensão operacional (nível lógico)	5 V
Tensão de entrada (recomendado)	7-12 V
Tensão de entrada (limites)	6-20 V
Pinos de E/S digitais:	14 (dos quais 6 fornecem saída PWM)
Pinos de entrada analógica	8
Corrente DC por pino de E/S	40 mA
Dimensões	18.5 x 43.2 mm aprox.

Fonte: Adaptado de WJ COMPONENTES.

Os componentes mecânicos correspondem a um servo MG996R e um servo SF180M. O servo MG996R, é um servomotor digital de alto torque com engrenagens de metal. Este servo padrão pode girar aproximadamente 120° (60° em cada direção). Da mesma forma, o servo SF180M, é um servomotor que possui uma engrenagem de metal com um rolamento pequeno e leve com alta potência de saída, o servo pode girar aproximadamente 180° (90° em cada direção). Na figura 37(d) e 37(e) são mostrados o MG996R e o SF180M respectivamente e a tabela 7 mostra suas especificações.

Tabela 7 - Especificações dos servo motores usados no sistema do dispositivo.

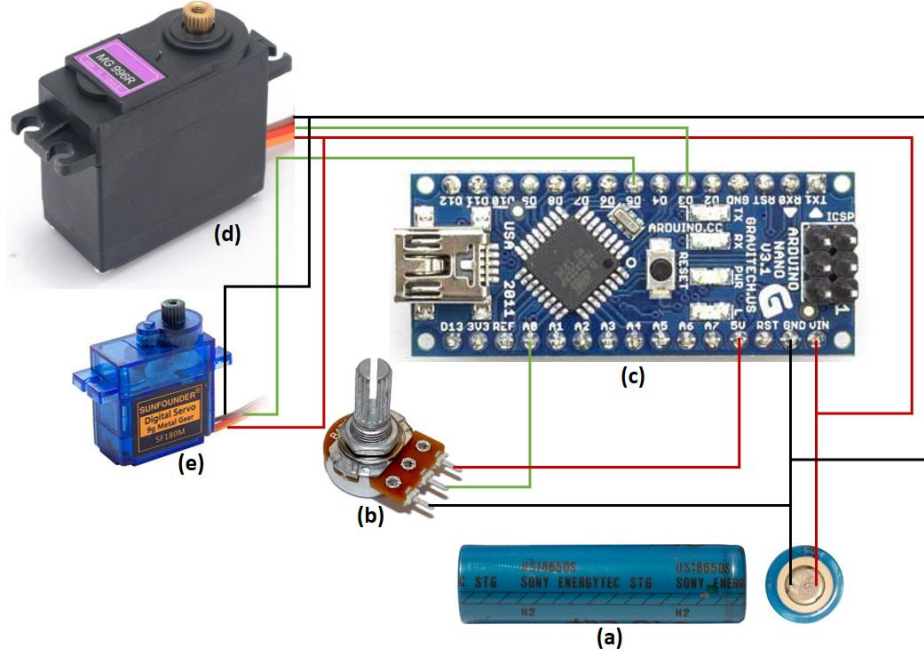
	MG996R	SF180M
Peso	55 g	12.5 g
Dimensão	40,7 x 19,7 x 42,9 mm	27 x 12 x 32,5 mm
Torque de perda	9,4 kgf *cm (4,8 V), 11 kgf * cm (6 V)	2,5 kgf · cm (4,8 V), 3,0 kgf · cm (6 V)
Velocidade de operação	0,17 s/ 60° (4,8 V) - 0,14 s/ 60° (6 V)	0,11 s/ 60° (4,8 V) - 0,09 s/ 60 ° (6 V)
Tensão de operação	4,8 V a 7,2 V	4,8 V - 6,0 V

Fonte: Adaptado de WJ COMPONENTES.

O desenvolvimento da programação foi realizado em um Arduino Nano, a fim de controlar o movimento do dispositivo. Neste microcontrolador está conectado o potenciômetro, que é responsável por enviar as informações, iniciando o funcionamento do sistema. A finalidade de criar esta programação é processar as informações inseridas, para que o Arduino Nano possa executar o controle sobre os atuadores. Enquanto aos atuadores, foi realizada a programação dos servomotores, com o auxílio da biblioteca de recursos do arduino, que executam sua movimentação conforme a necessidade do microcontrolador.

Por fim, para a realização do funcionamento do dispositivo, era necessário levar em consideração uma fonte de energia que dessa vida ao sistema. A figura 37 representa o circuito eletrônico do protótipo.

Figura 37 - Circuito eletrônico utilizado no sistema do dispositivo protético.



Fonte: o Autor.

Além dos componentes de alimentação, eletrônicos e mecânicos, diversos materiais foram utilizados para realizar o funcionamento da prótese, entre eles fio elástico, fibra de náilon, fiação, parafusos e pinos.

4. RESULTADOS DA APLICAÇÃO DA METODOLOGIA DE DESIGN THINKING NO DESENVOLVIMENTO DE PRODUTOS PROTÉTICOS

A execução deste projeto baseou-se na implantação da metodologia de DT para atender às necessidades de uma oficina ortopédica credenciada ao SUS, na cidade de Belo Horizonte, Minas Gerais. A meta desta oficina ortopédica era desenvolver uma prótese de membro superior de baixo custo, com possibilidade de ser incluída na tabela de OPM do SUS, gerando um recurso de reabilitação que promova funcionalidade aos pacientes e que contribua para a otimização do serviço protético. O DT é uma metodologia que visa criar produtos, serviços ou processos que melhor satisfaçam as necessidades dos clientes, tornando-os parte ativa no processo de criação. Com a implementação do DT, é possível compreender de forma mais clara os problemas enfrentados pelos clientes, de uma perspectiva diferente das tradicionais. Da mesma forma, por meio desta metodologia, propõem-se um processo não sequencial. No desenvolvimento deste projeto foram implementadas cinco etapas, onde a figura 38 representa um resumo do processo realizado em cada etapa.

Figura 38 - Resumo do processo aplicado da metodologia *DT* no presente estudo.



Fonte: o Autor.

4.1. Fase 1, Empatizar

A primeira etapa da metodologia de DT consiste na coleta de informações que auxiliem na identificação do problema por meio de diversos métodos, como entrevistas ou visitas de campo (SHAPIRA; *et al.*, 2017). Neste estudo, a fase de empatizar foi realizada por meio de reuniões com os responsáveis técnicos da oficina ortopédica e de visita técnica no local. Nesses encontros, foi comunicada a necessidade de desenvolver próteses para pessoas com amputação de membro superior, onde, o objetivo do dispositivo é promover a participação dos usuários nas atividades diárias e proporcionar a reinserção social. Essa investigação permitiu identificar diversos processos de fabricação para próteses de membros superior, de forma que sejam adaptáveis aos usuários e personalizadas, atendendo às suas expectativas e necessidades funcionais.

Ainda hoje, o SUS disponibiliza modelos limitados de próteses de membro superior aos seus usuários, englobando apenas as próteses dinâmicas de modelo padrão, portanto, não oferece ao usuário a chance de desfrutar dos benefícios de uma prótese robótica. Além disso, existe uma escassez de novos projetos de próteses de membro superior, que atendam aos requisitos do SUS, e que aprimorem o dispositivo do ponto de vista funcional, de conforto e de adaptabilidade ao usuário. Ressalta-se ainda que o processo de fabricação é baseado em uma confecção artesanal, o que comprovadamente produz desconforto ao usuário e dependência da habilidade do técnico protético.

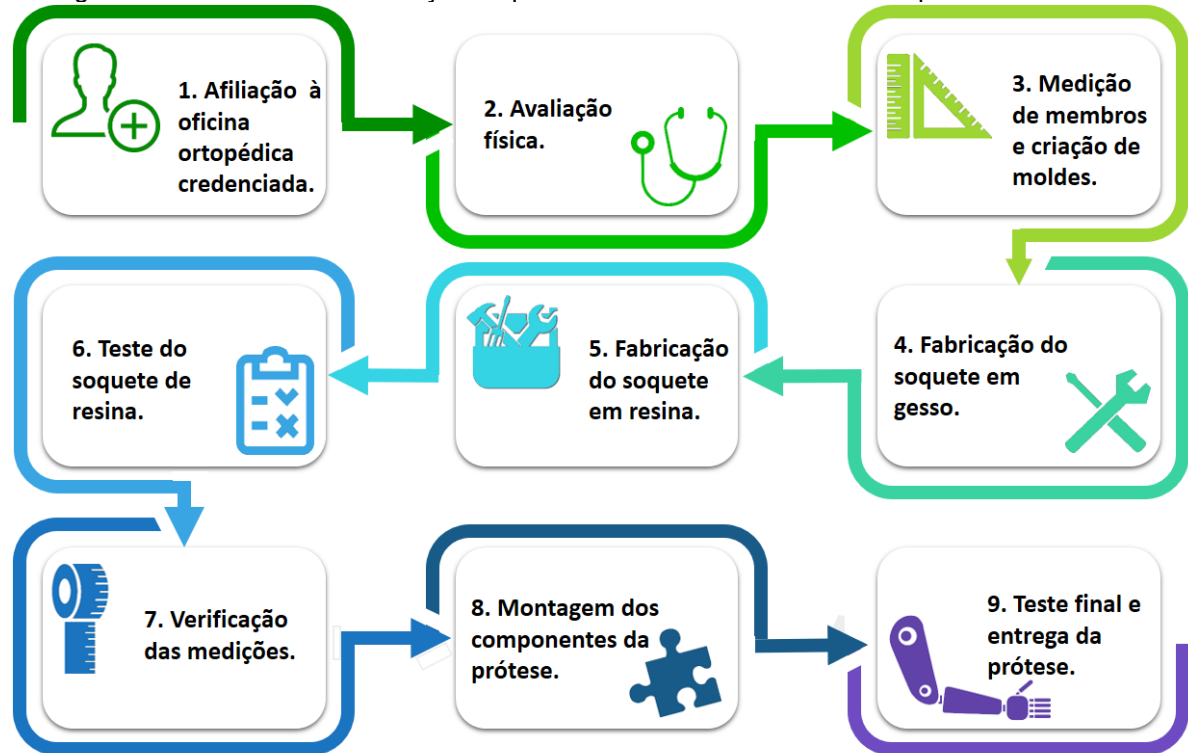
Nesse sentido, esta oficina ortopédica credenciada do SUS estabelece que busca viabilizar a produção de próteses de membro superior de baixo custo, por meio da manufatura aditiva para pacientes do SUS. Com isso, espera-se como resultado a verificação da eficácia das próteses desenvolvidas por manufatura aditiva analisando as principais características, benefícios e limitações da utilização desse método de fabricação para a produção de próteses de membro superior. Da mesma forma, espera-se aumentar o número de indivíduos beneficiados com uma prótese que melhore sua independência, autonomia e qualidade de vida. Com isso, a oficina ortopédica credenciada conclui que com um novo processo de produção de próteses espera reduzir custos de produção, automatizar o processo com a manufatura aditiva e gerar novos desenhos de próteses de membro superior.

Nesta primeira etapa da metodologia do DT, foi de vital importância realizar uma investigação de antecedentes, examinando artigos de pesquisa na literatura, a fim de compreender o contexto do problema e os últimos desenvolvimentos na área, que é descrito no capítulo 2. Certamente, as informações detalhadas fornecidas pela oficina ortopédica foram de grande importância, visto que serviram como fonte primária de informações, pois sua equipe multidisciplinar auxiliou na compreensão do problema de forma abrangente.

A primeira etapa do DT é conseguir uma compreensão empática do problema a ser resolvido, o que implica consultar especialistas para obter mais informações sobre a área de interesse, através da observação, participação e empatia com as pessoas para compreender as suas experiências. A empatia é fundamental para um processo de design centrado no cliente, por sua vez, permite que a equipe de trabalho obtenha informações sobre os clientes e suas necessidades. Sabendo disso, para compreender o processo tradicional de fabricação de órteses e próteses, foi realizada uma visita à oficina ortopédica credenciada na cidade de Belo Horizonte, onde a observação e a participação puderam ser utilizadas para entender o procedimento pelo qual os pacientes e especialistas em próteses passam.

O seguinte descreve o processo de fabricação das próteses observado. Deve-se levar em consideração que o processo descrito começa a partir do momento em que os pacientes são encaminhados à oficina ortopédica credenciada através do SUS. A figura 39 representa o processo de fabricação de prótese.

Figura 39 - Processo de fabricação de próteses tradicional da oficina ortopédica credenciada.



Fonte: O Autor.

1. Afiliação à oficina ortopédica credenciada. O processo de fabricação de uma prótese começa quando o SUS vincula os usuários à oficina ortopédica, após já ter passado por um processo de recuperação do trauma apresentado.

2. Avaliação física. Nele, o protesista analisa o estado em que o paciente se encontra, verificando que ele não apresenta possíveis condições que impossibilitem o uso do dispositivo protético, como feridas abertas ou inflamações. Da mesma forma, é estudada a morfologia do coto, identificando o tecido cicatricial.

3. Medição de membros e criação do molde. Nessa fase, o protesista gera modelos em gesso do coto do paciente e faz as medidas do membro em questão. Nesse ponto, o membro hígido também pode ser usado como referência.

4. Fabricação do soquete em gesso. A partir da contramolde em gesso, é feito um soquete provisório em gesso para o coto, isso servirá para garantir que ele se encaixe bem e evitar gastos desnecessários de tempo e dinheiro.

5. Fabricação de soquete em resina. A partir do soquete em gesso previamente confeccionado, é gerado um soquete em resina de poliéster, que será utilizado na montagem final da prótese.

6. Teste de soquete de resina. Um teste do soquete é realizado no usuário para garantir o acoplamento correto no coto. Caso os resultados esperados não sejam obtidos, o processo é repetido a partir do passo 3, onde uma nova medição e molde são gerados.

7. Verificação das medições. Uma verificação das dimensões antropométricas do corpo é gerada para garantir o funcionamento ergonômico e simétrica das partes.

8. Montagem dos componentes da prótese. Nesse ponto, todos os componentes da prótese são montados para a obtenção do produto final.

9. Teste final e entrega da prótese. Nesse passo, são realizados testes da prótese final com o usuário, onde se procuram possíveis falhas ou ajustes necessários. Se os resultados esperados forem obtidos, o dispositivo é entregue ao paciente.

4.2. Fase 2, Definir

Nesta etapa, reúne-se as informações obtidas na fase de empatia, analisou-se e sintetizou-se as observações principais e os problemas centrais identificados, definindo-se os objetivos. O resumo das informações obtidas na reunião com os responsáveis técnicos da oficina e com a visita técnica, estão compilados no quadro 3.

As informações encontradas na tabela anterior, obtidas na fase de empatizar, são de vital importância, pois com elas é possível conhecer as necessidades do cliente, sendo à oficina ortopédica credenciada e dos usuários a quem o projeto é direcionado, sendo portanto, pacientes que necessitam de prótese de membro superior para diferentes níveis de amputação ou malformação.

Quadro 3 - Resumo das informações obtidas na reunião com os responsáveis técnicos da oficina ortopédica credenciada.

OBJETIVO PRINCIPAL DO CLIENTE	
Desenvolver uma prótese robótica de membro superior de baixo custo, com potencial para ser incluída na tabela SAI/SUS: órteses próteses, meios auxiliares de locomoção e cadeiras de rodas de fevereiro de 2015, para que seja oferecida aos usuários.	
NECESSIDADES ESPECÍFICAS DO CLIENTE	
<ul style="list-style-type: none"> • Reduzir custos de produção. • Automatizar o processo de fabricação de próteses a partir da fabricação aditiva. 	<ul style="list-style-type: none"> • Gerar novos designs de próteses de membro superior. • Produzir prótese que tenha possibilidades de ser incluída na tabela OPM.
TIPO DE ELEMENTOS PARA OS QUAIS É DIRIGIDO	
<p>Todos os pacientes que requerem um elemento protético de membro superior para os diferentes níveis de amputação:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Desarticulação de ombro. • Amputação transumeral. • Amputação transradial. • Desarticulação do punho. 	
TECNOLOGIAS USADAS PARA ATINGIR	
<ul style="list-style-type: none"> • Scanner 3D. • Tecnologia CAD / CAM • Equipamento de manufatura aditiva 	

Fonte: O Autor.

Sabendo-se que amputação é a remoção total ou parcial de um membro, que pode ser criada por situações traumáticas ou por alguma patologia, deve-se levar em consideração que no Brasil esse procedimento cirúrgico tem uma incidência de aproximadamente 13,9 por 100.000 habitantes, onde 15% é equivalente a casos de membros superiores. De acordo com os dados de 2011 do Sistema de Informações Hospitalares do Sistema Único de Saúde (SIHSUS), as principais causas relacionadas às amputações estão apresentadas na tabela 8 (CARVALHO; *et al.*, 2020).

Tabela 8 - Fatores relacionados as amputações realizadas pelo SUS no Brasil.

Causas	Frequência (%)
Fatores externos	33,1
Doenças infecciosas e parasitárias	17,9
Doenças do aparelho circulatório	16,1
Diabetes	13,6
Gangrena	10,4
Doenças do sistema osteomuscular e do tecido conjuntivo	6,0
Neoplasias	1,9
Doenças da pele e do tecido subcutâneo	0,5
Malformações congênitas, deformidades e anomalias cromossômicas	0,4
Total	100%

Fonte: Adaptado de Carvalho, *et al* (2020).

Em estudo realizado por Peixoto, *et al.* (2017), entre 2008 e 2015, constatou-se que o Brasil apresentou 361.585 casos de amputações, onde o predomínio foi registrado nas regiões Sul, Sudeste e Nordeste com 88,13% das amputações. Conclui também com a importância da prevenção de doenças vasculares e acidentes de trânsito ou de trabalho, uma vez que são as principais causas dos procedimentos de amputação.

Os autores Montiel, *et al* (2012) realizaram um estudo com o objetivo de caracterizar as pessoas submetidas à amputação de membros em uma rede pública de hospitais de Porto Alegre. Os participantes estavam sujeitos a ter idade a partir dos 18 anos e apresentar amputação de membro superior ou inferior. A coleta de dados foi realizada com os prontuários de dois hospitais, um para pronto atendimento ao trauma e outro para serviços de referência no atendimento a pessoas com doenças vasculares. Os dados obtidos são mostrados na tabela 9.

Tabela 9 - Distribuição quanto ao tipo de causa da amputação, o sexo e a faixa etária dos pacientes submetidos à amputação em uma rede hospitalar pública.

Variáveis		Amputação clínica N=447		Amputação Traumática N=20	
		Usuários	Frequência (%)	Usuários	Frequência (%)
Sexo	Masculino	308	68,90	14	70,00
	Feminino	139	31,10	06	30,00
	Total	447	100,00	20	100,00
Faixa etária	< 20 anos	02	0,40	02	10,00
	21 a 40 anos	17	3,80	13	65,00
	41 a 60 anos	176	39,40	04	20,00
	61 a 80 anos	218	48,80	01	5,00
	> de 80 anos	34	7,60	0	0,00
	Total	447	100,00	20	100,00

Fonte: Adaptado de Montiel, *et al* (2012).

Por outro lado, em um estudo realizado por Espinosa, *et al* (2016) no Instituto Nacional de Reabilitação (INR) do México, o objetivo foi realizar um tratamento interdisciplinar estabelecendo estratégias eficazes para a reabilitação de pessoas amputadas e reintegração em seu ambiente. Neste estudo, nos anos de 2013 e 2014, foram realizadas 230 amputações em 200 pacientes, sendo que o nível de amputação mais frequente em membros superiores é a amputação transradial, visto que nos resultados obtidos pode-se observar que, de 33 amputações do membro superior, 18 correspondem a um nível transradial, o que equivale a 54,5%. A Tabela 10 mostra a distribuição de frequência para os diferentes níveis de amputação de membros.

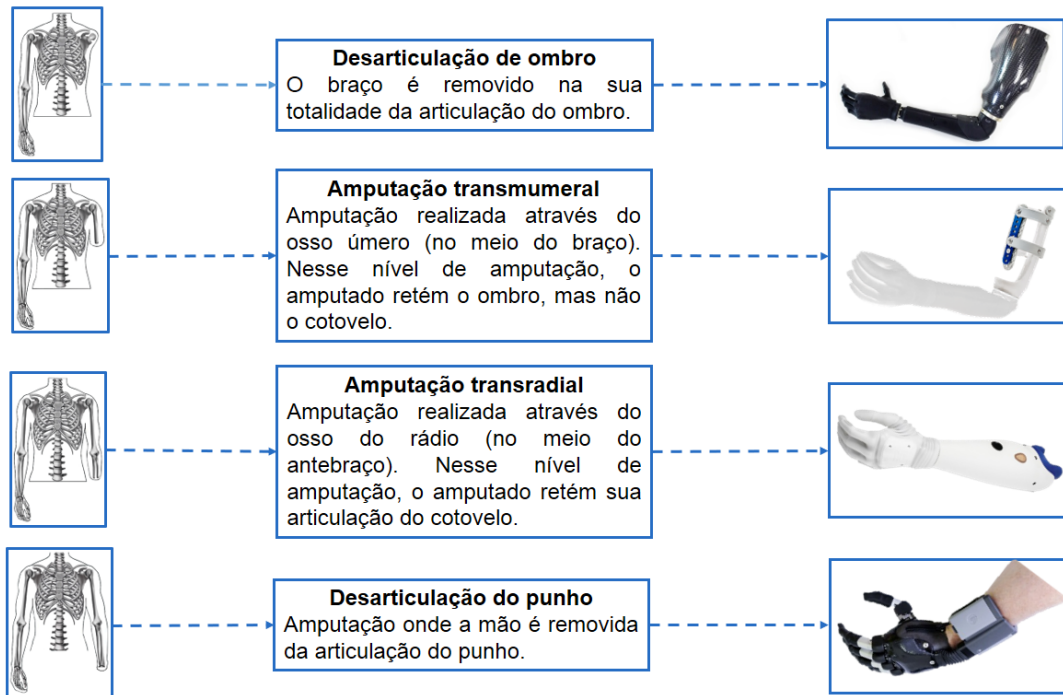
Tabela 10 - Distribuição da frequência dos níveis de amputação em membros superiores e inferiores do Instituto Nacional de Reabilitação (INR).

	Nível	# Usuários	Frequência (%)
Membro Superior	Transescapulotorácico	1	0,43
	Desarticulação do ombro	1	0,43
	Transumeral	8	3,47
	Desarticulação do cotovelo	1	0,43
	Transradial	18	7,82
	Desarticulação do pulso	4	1,74
	Total	33	14,32
Membro Inferior	Desarticulação do quadril	9	3,91
	Transfemoral	116	50,43
	Transtibial	70	30,43
	Desarticulação do tornozelo	1	0,43
	Pé parcial	1	0,43
	Total	197	85,63
	TOTAL	230	100

Fonte: Adaptado Espinosa, *et al* (2016).

Conhecendo os diferentes tipos de amputação da extremidade e tendo em conta que o objetivo é criar uma prótese de membro superior, a seguir, na figura 40 são apresentados os respectivos dispositivos protéticos para os diferentes tipos de amputação.

Figura 40 - Representação dos diferentes tipos de amputação, juntamente com os respectivos dispositivos protéticos.



Fonte: o Autor.

Com base nessas informações, foi necessário levar em consideração que o nível de amputação mais frequente em membros superiores é a amputação transradial, portanto, ao saber qual tipo de prótese gera maior demanda, define-se como objeto de estudo. Da mesma forma, ao estabelecer o tipo de dispositivo protético a ser desenvolvido, é necessário definir todos os aspectos que devem ser considerados para gerar um processo de fabricação automatizado. Sabendo disso, foi feita uma hierarquia dos aspectos gerais que devem ser estimados para o projeto e fabricação de uma prótese de amputação transradial. No quadro 4 é possível observar os aspectos gerais seguindo a priorização feita pelo Álvarez, *et al* (2019).

Quadro 4 - Aspectos gerais que foram considerados para fazer a hierarquia na fabricação de uma prótese de membro superior.

Necessidade Superior	Necessidade Menor	Necessidade do usuário	Descrição
Função	Princípios protéticos	Prótese fácil de remover	Prótese onde o usuário possa colocar e retirar facilmente quando seja necessário
		Movimentos que ajudam a realizar tarefas diárias	Desenvolver prótese que realize movimentos que ajudem nas tarefas diárias.
Design	Identidade	Personalização	Possibilidade de gerar um design personalizado de acordo com as necessidades do usuário.
		Estético	Análise geral de proporção, ordem, simetria e harmonia.
	Ergonomia	Adaptação ao coto	Prótese com características específicas do coto
		Conforto na fixação ao coto	Prótese que se assegure bem ao coto
		Forneça confiança para usar	Gerar segurança no usuário ao utilizar a prótese em diferentes tarefas
Matéria prima e fabricação	Material	Peso adequado	peso final da prótese proporcional à capacidade do usuário
		Durabilidade	Alta resistência dos componentes e longa vida útil.
		Segurança	Fabricar uma prótese de uso seguro, com componentes que não afetem o usuário ou terceiros.
		Economia de recursos e tempo	Utilizar tempo e recursos necessários.
	Manufatura	Baixo custo	Baixo custo de fabricação.
		Peças removíveis	Possibilidade de troca de peças e não de compra da prótese inteira.
		Manutenção fácil	Implementar pouco dinheiro em manutenção e com pouca frequência.

Fonte: o Autor.

Para criar a hierarquia, é necessário utilizar o peso ponderado e assim priorizar os requisitos com uma valoração gerada, conforme mostra a tabela 11.

$$\text{Peso ponderado} =$$

$$\%Necessidade\ Superior * \%Necessidade\ Menor * \%Necessidade\ do\ usuário$$

Tabela 11 - Hierarquia dos aspectos gerais para priorizar os requisitos estabelecidos.

Necessidade Superior	%	Necessidade Menor	%	Necessidade do usuário	%	Peso Ponderado
Função	35	Princípios protéticos	100	Prótese fácil de remover	40	14
				Movimentos que ajudam a realizar tarefas diárias	60	21
		Identidade	45	Personalização	60	8,1
				Estético	40	5,4
Projeto	30	Ergonomia	55	Adaptação ao coto	35	5,77
				Conforto na fixação ao coto	35	5,77
				Forneça confiança para usar	30	4,95
		Material	60	Peso adequado	20	4,2
				Durabilidade	30	6,3
				Segurança	30	6,3
				Economia de tempo e recursos	20	4,2
Matéria prima e fabricação	35	Manufatura	40	Baixo custo	50	7
				Peças removíveis	25	3,5
		Manutenção fácil	25	3,5		
Total					100	

Fonte: o Autor.

Com base nas informações fornecidas pela tabela 11, é possível observar o percentual de priorização das diferentes necessidades do cliente, distribuídas em necessidades de função, projeto e matéria-prima e fabricação. Onde, foi levado em consideração que o objetivo é criar um dispositivo que compense as necessidades estabelecidas do cliente, considerando o percentual de priorização. A ordem hierárquica dos requisitos é mostrada abaixo.

Com as informações da tabela 12, é possível entender a ordem de priorização das necessidades do cliente, onde foi conhecido o principal requisito, que foi criar uma prótese que realize movimentos que ajudem a realizar tarefas de vida diariamente, pois foi a necessidade que obteve maior peso ponderado, com 21%. Em seguida, outro requisito de priorização é que a prótese seja facilmente removível, para que o

usuário possa colocá-la e retirá-la quando necessário. Da mesma forma, deve-se considerar a importância de se criar um dispositivo protético personalizado de acordo com a necessidade do usuário, por sua vez, de baixo custo. Por fim, apesar de existirem fatores que possuem um alto grau de priorização, o objetivo foi criar um dispositivo protético que atenda aos requisitos estabelecidos pelo cliente.

Tabela 12 - Ordem hierárquica dos aspectos gerais que devem ser considerados para criar um modelo de prótese de membro superior.

Necessidade do usuário	Peso Ponderado
Movimentos que ajudam a realizar tarefas diárias	21
Prótese fácil de remover	14
Personalização	8,1
Baixo custo	7
Durabilidade	6,3
Segurança	6,3
Adaptação ao coto	5,77
Conforto na fixação ao coto	5,77
Estético	5,4
Forneça confiança para usar	4,95
Peso adequado	4,2
Economia de tempo e recursos	4,2
Peças removíveis	3,5
Manutenção fácil	3,5
Total	100

Fonte: o Autor.

4.3. Fase 3, Idealizar

A partir da descrição do problema e da definição dos requisitos do cliente, continua a fase 3 da metodologia de DT, que consiste em idealizar. Nesta etapa, foi executado um Brainstorming, que visa atender às necessidades do cliente, onde geralmente se inicia com a pergunta "Como poderíamos?" a fim de desencadear uma geração de ideias orientadas para a solução (THORING; *et al.*, 2011).

O Brainstorming é uma técnica de criatividade por meio da qual se busca a solução de um problema específico, por meio da coleta de ideias aportadas pelos membros de uma equipe de trabalho. O objetivo do brainstorming é criar um ambiente para que todos os membros participem da tomada de decisões, reduzindo o domínio de uma posição individual e aumentando a participação do grupo. No Brainstorming, os participantes são encorajados a fazer um grande número de sugestões utilizando

a criatividade e a imaginação para encontrar a solução para um problema, onde essas ideias podem ser coletadas, combinadas, expandidas, refinadas e priorizadas (MULLEN; *et al.*, 1991). Sabendo disso, as etapas de evolução deste método são:

a) comunicar as direções temáticas, importância e objetivos do Brainstorming.

b) emitir ideias, fórmulas ou soluções pelos participantes, bem como o estabelecimento de abordagens ou questões para a resolução de problemas, sem qualquer tipo de restrição.

c) realizar uma sessão de Brainstorming, onde um número relativamente suficiente de ideias propostas são documentadas para resolver o problema em discussão.

d) avaliar os dados e tirar as conclusões para resolver o problema.

O objetivo da sessão de Brainstorming é estimular a criatividade, para isso, existem quatro regras gerais que visam reduzir as inibições existentes nas equipes de trabalho. Essas regras consistem em focar na quantidade, não criticar, ideias exageradas são bem-vindas e que é possível combinar e aprimorar ideias (LITCANU; *et al.*, 2015).

Conhecendo a definição e como funciona o Brainstorming, se procedeu à implementação deste método em busca de soluções ou ideias para o problema em questão. Para isso, todas as informações obtidas nas fases anteriores foram expostas a todos os participantes da equipe de trabalho, sendo eles os membros do Laboratório de Estudos em Processos Avançados de Manufatura (LEPAM). Entendendo que o método de Brainstorming começa com uma pergunta fundamental, para a implementação no problema em questão se tratava de, *como poderíamos fabricar uma prótese que atendesse todos os requisitos e necessidades estabelecidos pelo cliente?*

Nesse sentido, para organizar a forma como as ideias seriam recebidas frente à questão colocada, foram estabelecidos dois grupos, um correspondendo aos parâmetros de criação e outro aos parâmetros de projeto. Dentro do grupo de criação foram estabelecidos parâmetros funcionais, tecnológicos, estruturais, econômicos, estéticos e ergonômicos, que se referem aos parâmetros determinantes que devem ser considerados no processo de obtenção da prótese.

Igualmente, dentro do grupo de projeto, foram estabelecidos parâmetros que determinam o tipo de prótese que se espera obter, dividindo-os em aspectos gerais, articulares, de preensão, interface e suporte. Os parâmetros articulares referem-se às peças que serão usadas para manter os componentes juntos, mesmo quando eles são móveis. Em termos de preensão, esses são os componentes envolvidos nos movimentos que a prótese deve realizar. Da mesma forma, os parâmetros de interface referem-se aos elementos que devem conectar o coto da pessoa afetada com os componentes de mobilidade do dispositivo para trabalharem juntos. Por fim, o parâmetro de sujeição, considera os elementos de fixação que estão em contato direto com o usuário.

Desta forma, após esclarecer aos participantes os objetivos e os parâmetros sobre os quais o Brainstorming deveria ser gerado, as ideias passaram a ser geradas de forma organizada, onde cada uma delas foi documentada e localizada na seção correspondente. Em seguida, cada uma das ideias propostas foi avaliada, onde através de debates algumas ideias foram excluídas e, por sua vez, as ideias que se aproximavam de uma solução, foram estabelecidas de acordo com as necessidades do cliente. Na figura 41 é possível observar o quadro de Brainstorming obtido na fase de idealizar do DT.

Figura 41 - Quadro de brainstorming obtido da fase de idealizar da metodologia DT.

CRIAÇÃO PROJETO	Funcional		Tecnológico		Estrutural		Econômico	Estético		Ergonômico	
	Geral	Uso de energia mecânica para ativar o sistema.	Uso de energia elétrica.	Usar o Scanner 3D.	Usar uma impressora FDM.	Simplicidade de componentes que facilitam a montagem.	Longa vida útil do produto.	Baixo custo de fabricação.	Desenhar peças naturais e orgânicas.	Os componentes devem fazer parte do mesmo sistema.	Design adaptado às necessidades, gostos e personalidade do usuário.
Articular	Uso de servomotores que geram o movimento dos dedos.	Determinar o limite de carga da prótese.	Tempos de produção curtos.		Simplicidade do mecanismo tensor-polia.	Flexibilidade ajustável.	Fabricação de peças em conjunto, rápida e econômica.	Criar próteses personalizadas.		Prótese segura de usar.	
Preensão	Simplificar o número de componentes.	Movimento Gradual.	Usar material que forneça flexibilidade.	Peças que possam fabricadas juntas.	Fabricar peças com alta resistência mecânica.	Considerar a capacidade dos componentes envolvidos.	Componentes do sistema de movimento simples.	Componentes de movimento discretos.	Amplitude de movimento articular biomimético.	Uso de componentes confiáveis.	
Interface	Executar o movimento de preensão palmar.	Executar o movimento de preensão de pinças.	Usar de um Arduino, interpreta a leitura.	Usar de servomotores, executam o movimento.	Bateria, fornece a energia.		Componentes do sistema de movimento simples.	Discrição do componente.	Design da mão humana e antebraço simétrico ao do usuário.	Preensões controláveis.	Pouca força aplicada.
Sujeição	O movimento do cotovelo ativa o sistema.	Potenciômetro, leitura do movimento do cotovelo.	Uso de peças rígidas e leves que acompanham o movimento.	Fabricar peças que protejam o componente de leitura.	Componente de leitura do movimento simples.		Peças orgânicas leves.		Prótese com às medidas antropométricas do usuário.		
	Suporte ajustável.	Simétrico e personalizado.	Uso de materiais que se adaptem ao coto.	Uso de materiais que geram conforto.	Peso adequado do sistema.	Resistência dos componentes do coto.	Utilização de materiais pré-fabricados, disponíveis no mercado.	Sistema simples, fácil de entender.	Acoplamento minimamente invasivo.	Uso de materiais que não reagem à transpiração.	Uso de materiais acolchoados.

Fonte: o Autor.

4.4. Fase 4, Prototipar

A criação de um protótipo é um método que serve para explorar o comportamento entre o problema e a solução, podendo ser representado por meio de esboços conceituais, protótipos físicos ou qualquer forma de visualização (MIETTINEN; *et al.*, 2012). Sabendo disso, o processo de fabricação do modelo de prótese de amputação transradial é descrito a seguir.

4.4.1. Digitalização da Extremidade

Por se destinar a testar um novo processo de fabricação de próteses que está na fase de protótipo e ainda não está na fase clínica., foi realizado o escaneamento de um membro superior esquerdo e foi simulado uma amputação transradial, a fim de obter um modelo que mostre um membro afetado, e assim iniciar o processo de fabricação automatizado de próteses. Sabendo disso, o software 3DSystem ISense foi utilizado para reconstruir a digitalização do membro através dos pontos de referência captados pela câmera SR300, certificando-se de obter os pontos de referência relevantes entre o ombro e a mão, considerando a flexão do cotovelo, para determinar as dimensões do braço e antebraço junto com sua articulação. A partir da digitalização do membro, foi feito um corte no modelo para simular uma amputação transradial, que está representado na figura 42.

Figura 42 - Digitalização 3D do membro superior esquerdo, com corte simulando amputação transradial.

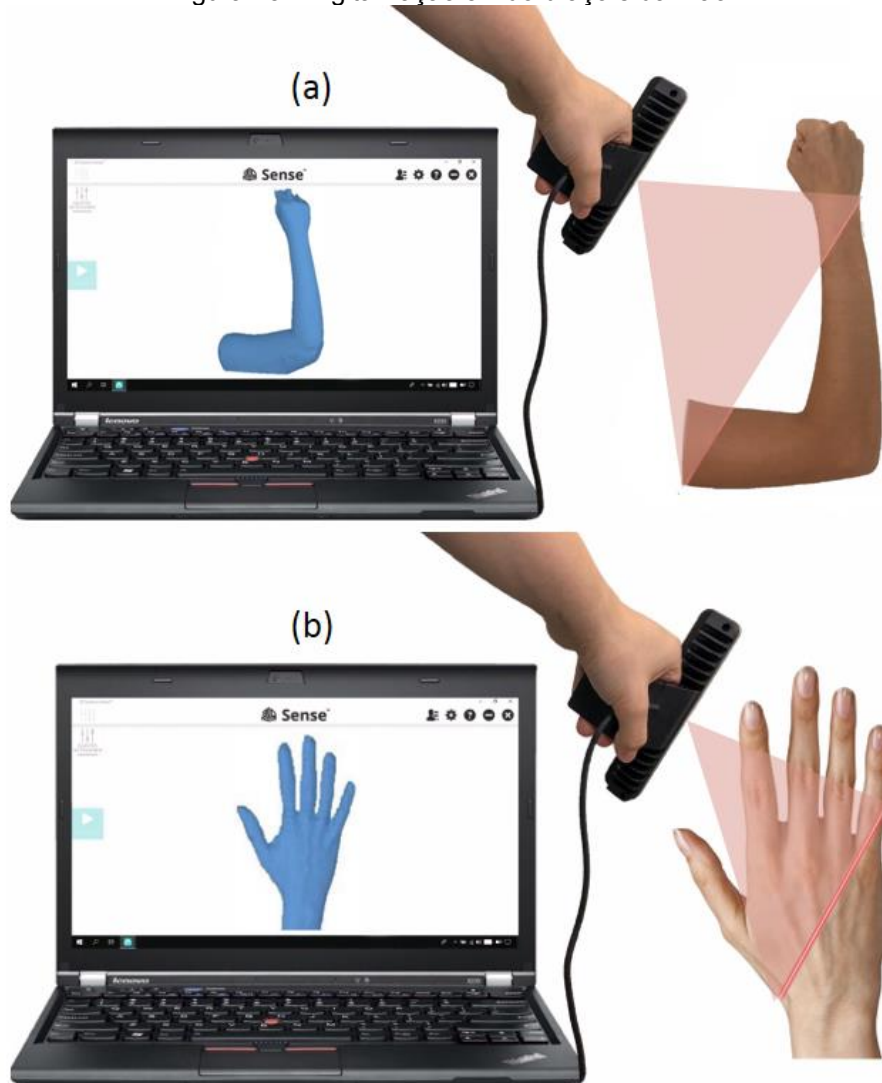


Fonte: o Autor.

Foi realizado um procedimento normal, como se fosse um caso real de amputação, no qual, para desenvolver o projeto de uma prótese, devem ser consideradas as medidas antropométricas do membro hígido. Portanto, o

escaneamento 3D do membro hígido foi realizado da mesma forma que para o membro de amputação simulada, quer dizer, do ombro para a mão, considerando a articulação do cotovelo. Além disso, foi realizado o escaneamento 3D da mão do membro hígido, dado que era fundamental digitalizar com alta precisão todas as características dessa parte do membro, a fim de obter todas as medidas antropométricas necessárias para projetar um modelo de prótese de membro superior para amputação transradial, sendo proporcional ao tamanho do membro hígido. Na figura 43 é possível observar os escaneamentos obtidos do braço (a) e da mão (b) no processo de digitalização.

Figura 43 - Digitalização 3D do braço e da mão.

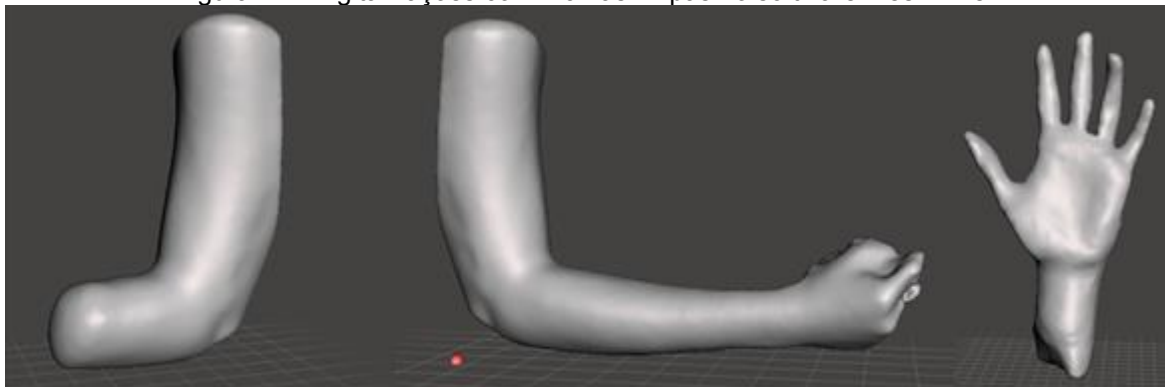


Fonte: o Autor.

4.4.2. Ajustes das Digitalizações no Software Meshmixer

A qualidade do escaneamento pode ser afetada na exatidão e na precisão por diferentes fatores ao realizar o processo de obtenção do modelo desejado em 3D. Em relação ao anterior, as digitalizações das extremidades e da mão precisavam leves modificações, onde alguns pontos que não eram de interesse capturados pela câmera, tinham que ser eliminados, também as superfícies apresentavam uma ligeira rugosidade, tendo que passar por um processo de suavização, a fim de obter uma superfície adequada. Além disso, foi feita a modificação de amputação transradial de uma extremidade superior esquerda, onde se procura simular as características de um coto desse estilo. A partir disso, as digitalizações geradas em 3D, foram igualmente exportadas no formato STL ao software Meshmixer, o qual permitiu efetuar os ajustes que as superfícies requeriam. Na figura 44 se mostra o resultado das modificações das digitalizações no software.

Figura 44 - Digitalizações com malhas limpas no software Meshmixer



Fonte: o Autor.

4.4.3. Projeto do Protótipo de Prótese

No projeto do protótipo de uma prótese de membro superior para amputação transradial, foram levados em consideração os parâmetros de projeto expostos na fase de brainstorming, dividindo-os em aspectos gerais, articulares, de preensão, de interface e de suporte. Da mesma forma, foi necessário considerar os aspectos de criação que se esperava obter em termos funcionais, tecnológicos, estruturais, econômicos, formais e ergonômicos para o desenvolvimento deste dispositivo.

Conforme mostrado no capítulo 2, a mão humana possui um sistema bastante complexo, onde a simples ação de pegar um objeto e manipulá-lo é constituída por uma grande variedade de combinações de movimentos dessa parte do corpo humano.

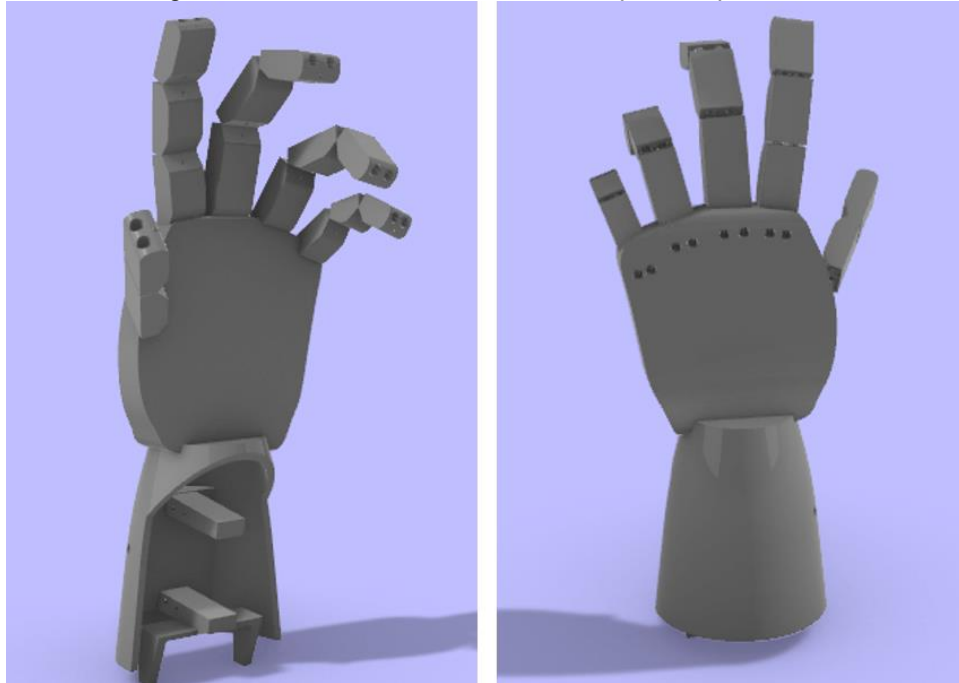
Deve-se lembrar que a mão humana pode realizar 7 movimentos gerais: abdução, adução, flexão, extensão, pronação, supinação e oposição, da mesma forma, pode realizar 6 configurações de preensão, sendo preensão cilíndrica, preensão em bola, preensão em gancho, preensão palmar, preensão látero-lateral e preensão lateral. Por isso, desenvolver um dispositivo que execute todas essas combinações de movimentos conforme a necessidade do usuário, pode ser uma tarefa difícil e cara devido aos componentes necessários para seu bom desempenho.

Nessa ordem de ideias, para desenvolver uma prótese de membro superior de amputação transradial que auxilie no desempenho das tarefas da vida diária, e que por sua vez, tenha baixo custo para que haja a possibilidade de ser incluída na tabela de órteses, próteses, meios auxiliares de locomoção e cadeiras de rodas (OPM) do SUS, foi entendida a necessidade de projetar uma prótese cuja principal função é realizar o movimento de preensão palmar, de forma que possa segurar diversos objetos e assim promover a participação da pessoa nas atividades diárias. Além disso, entre as funções secundárias do dispositivo protético está a de proporcionar a reinserção social, promover uma melhor adaptação ao meio e aumentar a autonomia do indivíduo e sua qualidade de vida.

Para criar o projeto 3D da prótese de membro superior, seu desenvolvimento foi dividido em 4 estruturas principais, sendo a estrutura dos dedos, a estrutura da palma, a estrutura do antebraço e a estrutura dos acoplamentos. Inicialmente, foi desenvolvido um projeto 3D parcial da estrutura dos dedos e da palma, com base nas dimensões e forma da digitalização da mão, com a intenção de ilustrar uma ideia do sistema que se pretendia utilizar para a execução do movimento de flexão dos dedos na função de preensão palmar, a figura 45 mostra o modelo inicial da palma e dos dedos. Esse modelo básico foi mostrado a equipe técnica da oficina ortopédica de Belo Horizonte, com o objetivo de gerar ideias e sugestões de forma participativa, estimulando a criatividade e implementando a filosofia do DT de geração de uma solução centrada no usuário ou cliente, tornando-os uma parte ativa no processo de criação. Nessa dinâmica, além de chegar a uma conclusão do sistema que seria utilizado na execução do movimento de preensão palmar da prótese, sugeriu-se criar um projeto 3D de mão que fosse mais orgânico, onde a posição neutra desta fosse levada em consideração, facilitando a manipulação de objetos. Por esse motivo, foi realizado um escaneamento 3D da mão em posição neutra, onde cada uma das

curvaturas necessárias puderam ser obtidas para confeccionar uma prótese proporcional ao membro base.

Figura 45 - Modelo inicial da mão do dispositivo protético.



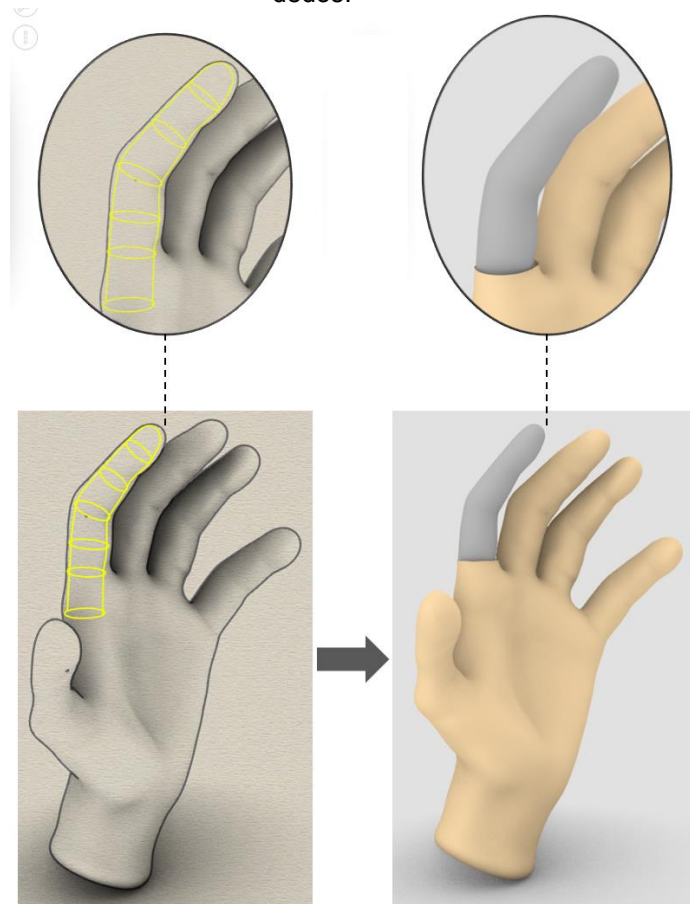
Fonte: o Autor.

O processo de obtenção do projeto de cada uma das estruturas principais, dedos, palma, antebraço e acoplamentos é descrito a seguir.

4.4.3.1. Estrutura dos Dedos

É necessário levar em consideração o alcance da função dos dedos, já que eles são os encarregados de auxiliar na manipulação física do ambiente, por isso é de vital importância desenvolver um projeto de protótipo que ajude a manobrar e segurar diferentes objetos. Sabendo disso, para começar com um projeto 3D da estrutura dos dedos semelhante à mão real, a nova digitalização 3D da mão em posição neutra foi importada em formato STL, onde a função de espelho foi realizada, a fim de ter uma base para modelar o protótipo do caso de amputação simulada. Em seguida, as curvaturas relevantes de cada um dos dedos foram produzidas, criando uma estrutura *wireframe* e, posteriormente, uma poli-superfície de cada um dos dedos. A figura 46 ilustra esse procedimento executado no dedo indicador.

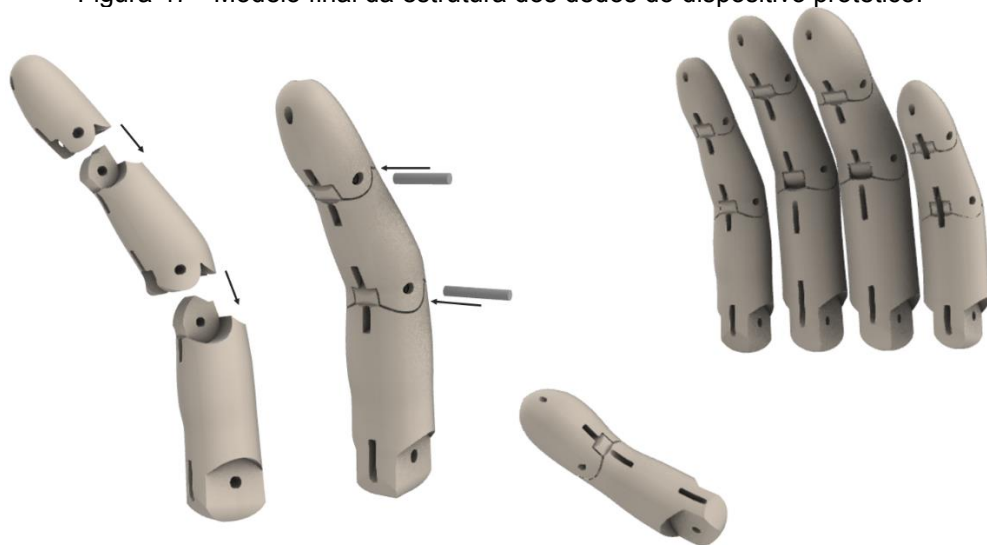
Figura 46 - Procedimento realizado no software Rhinoceros ® para obter o modelo de cada um dos dedos.



Fonte: o Autor.

A partir da poli-superfície de cada um dos dedos protótipos, o dedo mínimo, o anelar, o coração e o indicador foram divididos em 3 partes, aludindo às 3 falanges que constituem um dedo humano, e o dedo polegar foi dividido em 2 partes, levando em consideração a posição anatômica desses ossos da mão. Depois de ter executado as divisões dos dedos, foi feito o projeto das respectivas formas de encaixe entre uma peça e a outra, juntamente com os furos nos extremos de cada uma, de forma a unir as partes por meio de parafusos ou pinos. Posteriormente, foi projetado em todas as peças um canal interno frontal para o cabo que transmite a ação do movimento de flexão dos dedos, também, um canal interno posterior para o cabo elástico que garanta o retorno das peças à posição neutra. A figura 47 mostra o projeto final da estrutura dos dedos.

Figura 47 - Modelo final da estrutura dos dedos do dispositivo protético.

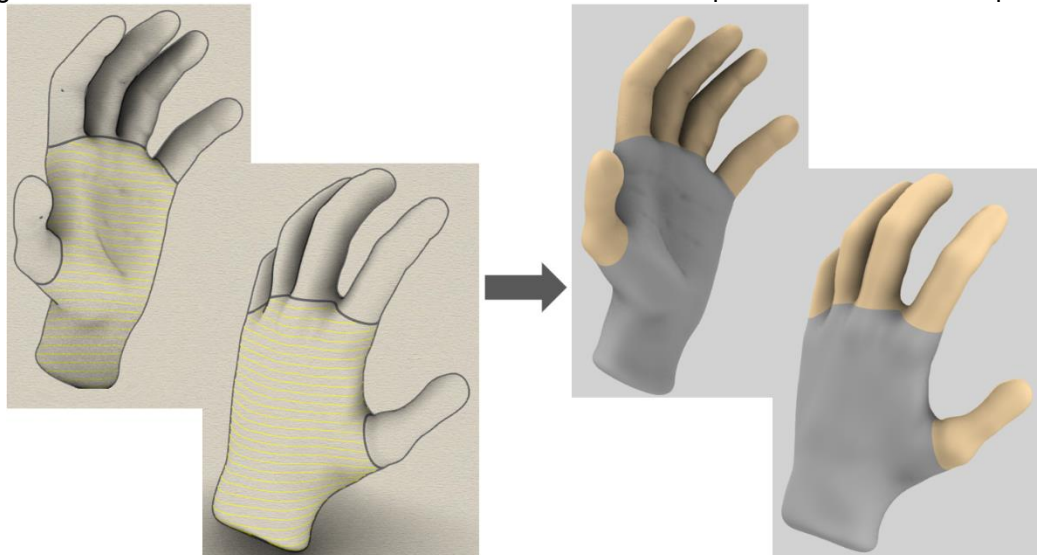


Fonte: o Autor.

4.4.3.2. Estrutura da Palma

Assim como os dedos, a palma desempenha um papel importante na manipulação física do ambiente, pois auxilia os dedos a manobrar e segurar diferentes objetos. Sabendo disso, foi necessário desenvolver um projeto 3D de palma que mantenha sua forma orgânica a fim de manter uma proporcionalidade entre a extremidade hígida e o dispositivo protético, por isso, foi realizado o mesmo procedimento que no desenho da estrutura dos dedos, ou seja, utilizando digitalização 3D da mão em posição neutra para executar a função de espelho. Com isso, foram obtidas as curvaturas que permitiriam replicar o formato da palma da mão e, portanto, criar a poli-superfície. A figura 48 mostra as curvaturas e a poli-superfície obtida.

Figura 48 - Procedimento realizado no software Rhinoceros ® para obter o modelo da palma.



Fonte: o Autor.

Após a obtenção da poli-superfície da palma, foram projetadas as respectivas formas de encaixe entre os dedos e a palma da mão, levando em consideração os furos nas extremidades, que unem as partes por meio de machados. Da mesma forma, na estrutura da palma foi projetada a continuação dos canais internos frontais e posteriores dos dedos para seus respectivos cabos. Do mesmo modo, para desenvolver o projeto 3D da palma da mão, foi estabelecido que ela deveria ser oca por dentro, considerando o passo dos fios para o antebraço, e por sua vez, o peso do modelo no momento da impressão. Por esse motivo, a estrutura da palma foi dividida em 2 peças, uma das quais cobre todo o sistema palmar, enquanto a outra representa a tampa do sistema. A figura 49 mostra a modelagem 3D da palma

Figura 49 - Modelo final da estrutura da palma do dispositivo protético.



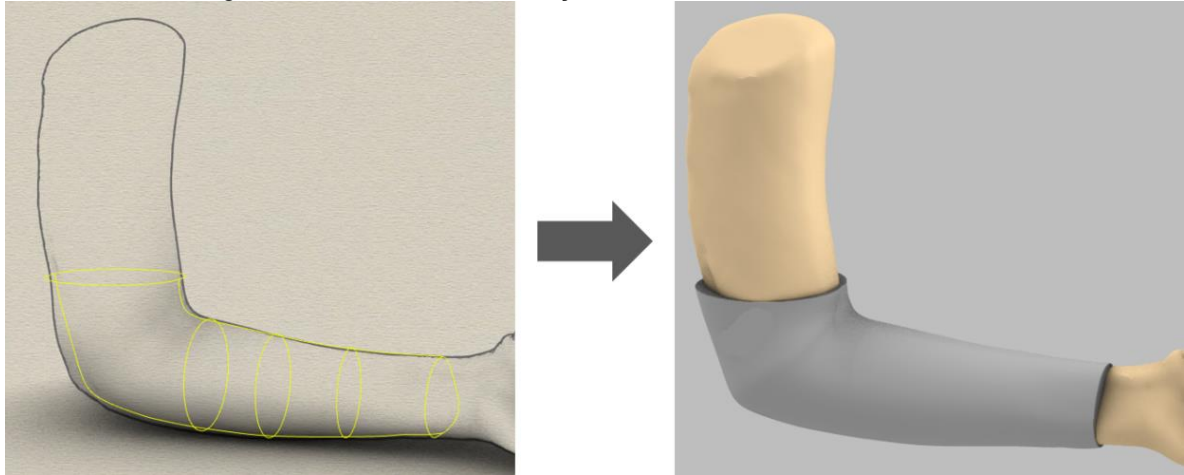
Fonte: o Autor.

4.4.3.3. Estrutura do Antebraço

Da mesma forma que no processo de desenvolvimento do projeto 3D da estrutura dos dedos e da palma da mão, para formar um modelo 3D da estrutura do antebraço proporcional, foi importada a digitalização 3D do membro hígido, seguidamente a função de espelho foi executada para ter uma base do antebraço, além disso, as curvaturas relevantes foram geradas para criar a poli-superfície desta

parte do membro. A figura 50 mostra as curvaturas relevantes e a poli-superfície obtida. Modelo do antebraço obtido no software Rhinoceros ®.

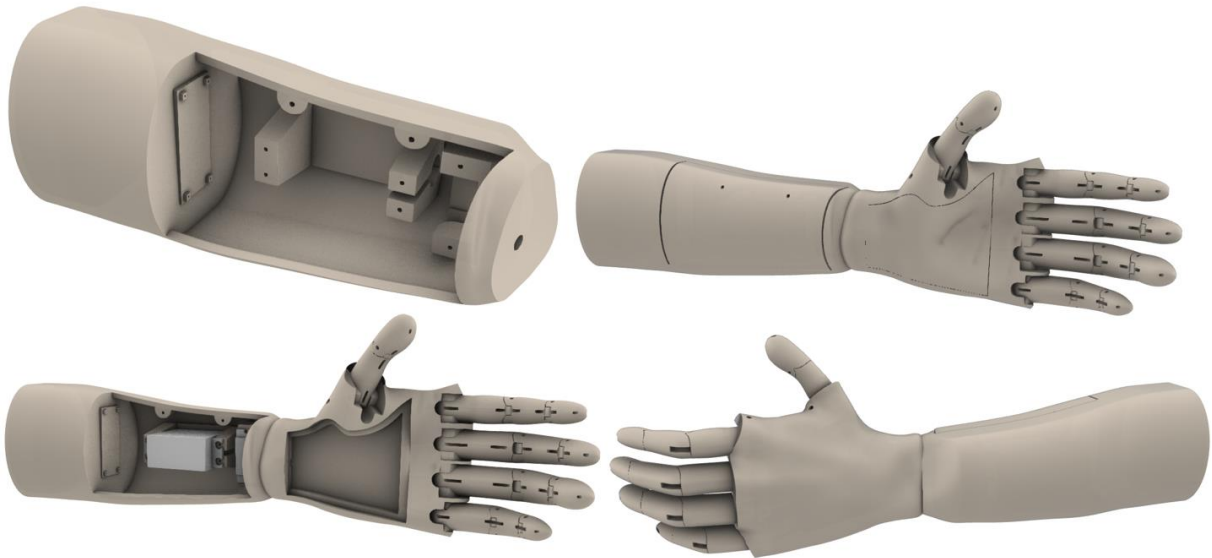
Figura 50 - Modelo do antebraço obtido no software Rhinoceros ®.



Fonte: o Autor.

A estrutura do antebraço tem uma das funções mais importantes do dispositivo protético, pois contém todos os elementos mecânicos, eletrônicos e de potência que intervêm na ação do movimento de preensão palmar dos dedos, permitindo manipular e segurar os diferentes objetos. Os elementos mecânicos foram constituídos por um servomotor MG996R e um servomotor SF180M, a parte eletrônica por um arduino nano e cabeamento e, por fim, a parte de potência por uma bateria, um interruptor e um pino de carga. Para desenvolver o projeto 3D da estrutura do antebraço, foi necessário considerar as dimensões de cada um dos elementos, já que era necessário estabelecer a sua distribuição neste pequeno espaço. Sabendo disso, na parte interna do modelo foram projetadas as adaptações para a localização dos servomotores, da mesma forma, foi estabelecido o espaço para a bateria, o arduino nano e o cabeamento, além disso, a estrutura do antebraço possui uma tampa que protege o sistema interno. Na figura 51, é mostrado o modelo da estrutura do antebraço.

Figura 51 - Modelo final da estrutura do antebraço do dispositivo protético.



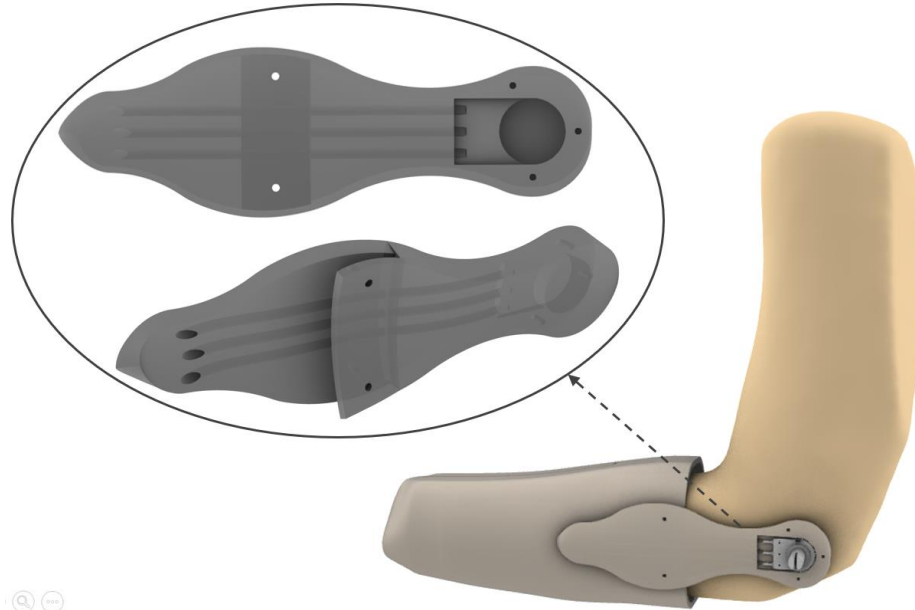
Fonte: o Autor.

4.4.3.4. Estrutura dos Acoplamentos

Devido ao fato de que o desenvolvimento deste dispositivo está dirigido a pessoas com uma amputação transradial, foi estabelecido que neste projeto 3D a articulação do cotovelo seja a que desencadeia a ação do movimento dos dedos do protótipo. Por este motivo, as peças do acoplamento foram projetadas para acompanhar o movimento da articulação, da mesma forma, foi necessário usar um componente para leitura do movimento do cotovelo, que transmita ao Arduino Nano a informação da proporção de movimento que os servomotores devem executar. Nessa ordem de ideias, e levando em consideração que o objetivo é desenvolver um dispositivo funcional de baixo custo, concluiu-se pela utilização de um potenciômetro na altura do cotovelo, por ser um componente econômico que realiza a função de leitura do movimento da articulação.

Sabendo disso, para desenvolver o desenho das peças de acoplamento, foram importadas a digitalização da amputação simulada e a estrutura do antebraço, da mesma forma, o modelo 3D de um potenciômetro foi colocado no cotovelo da digitalização. A partir disso, foi feito o projeto 3D da primeira peça da estrutura de acoplamento, que abriga o potenciômetro e por sua vez, o comunica com o arduino nano através de canais internos para os cabos de leitura. Isso pode ser visto na figura 52.

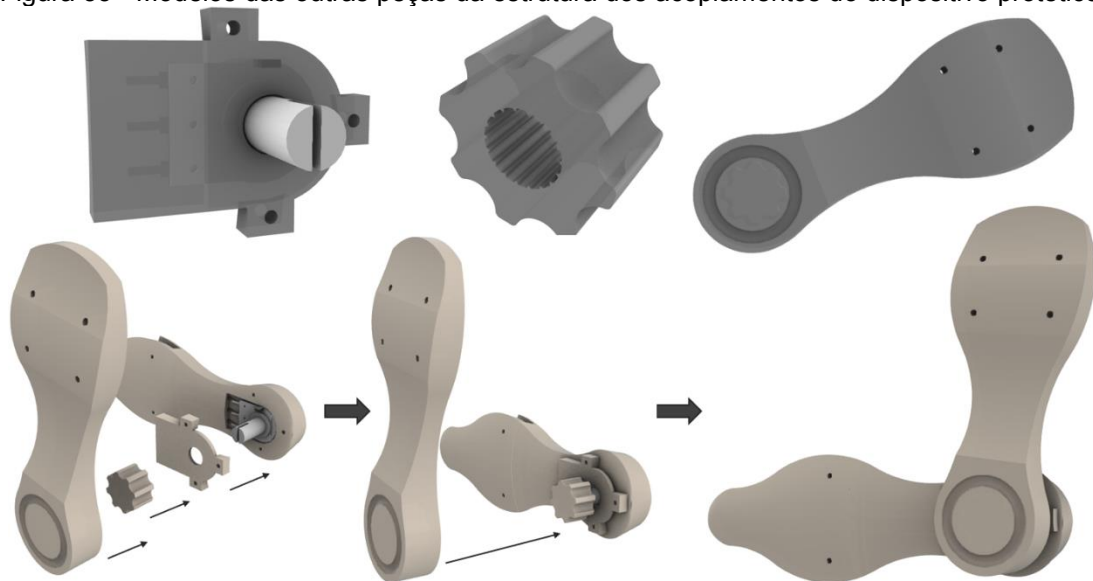
Figura 52 - Modelo da primeira peça da estrutura dos acoplamentos do dispositivo protético.



Fonte: o Autor.

Da mesma forma, dentro da estrutura dos acoplamentos existe uma peça que protege o potenciômetro das intempéries, onde é mantido isolado do ambiente. A seguir, foi desenhada uma espécie de botão para o potenciômetro, permitindo uma melhor leitura da rotação deste elemento, produzida pela movimentação da articulação do cotovelo. Por fim, foi criada uma peça que ficará localizada na região do braço, pois é necessário levar em consideração essa parte da extremidade superior para determinar o grau de movimento que os servomotores devem exercer. Isso é mostrado na figura 53.

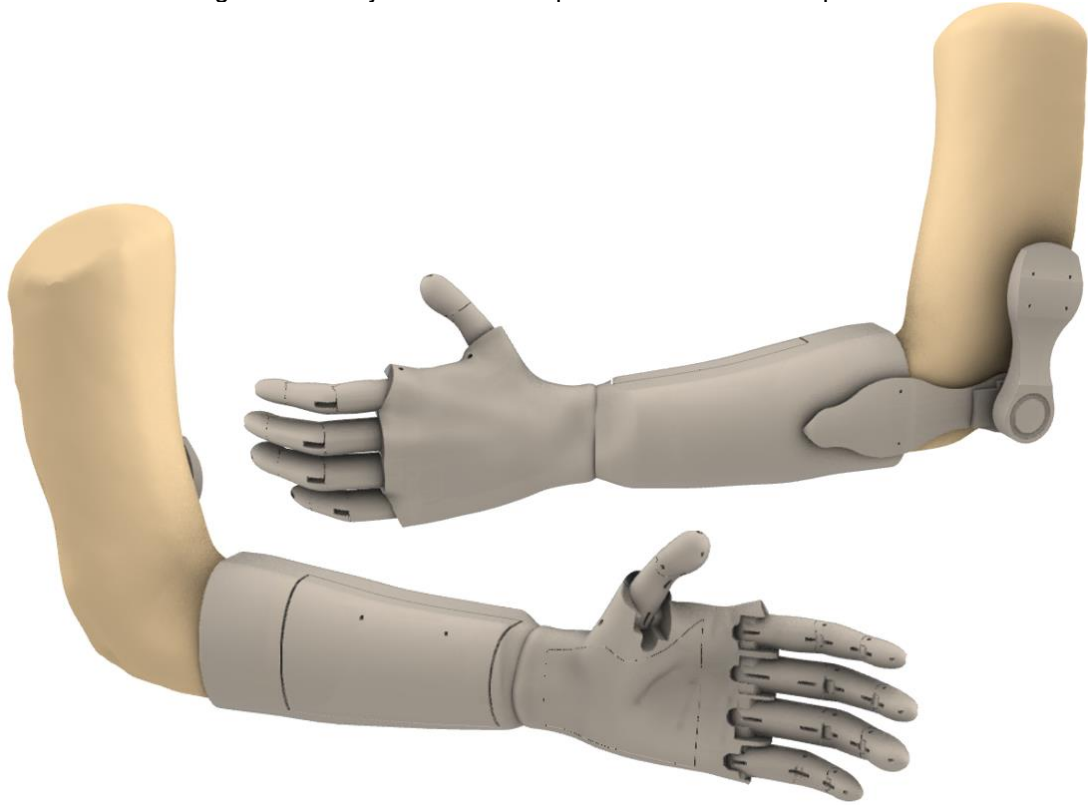
Figura 53 - Modelos das outras peças da estrutura dos acoplamentos do dispositivo protético.



Fonte: o Autor.

Finalmente, com o projeto 3D das estruturas dos dedos, da palma, do antebraço e dos acoplamentos, obtém-se o modelo final da prótese de membro superior para amputação transradial, conforme figura 54.

Figura 54 - Projeto 3D final da prótese de membro superior.



Fonte: o Autor.

4.4.4. *Impressão do Modelo*

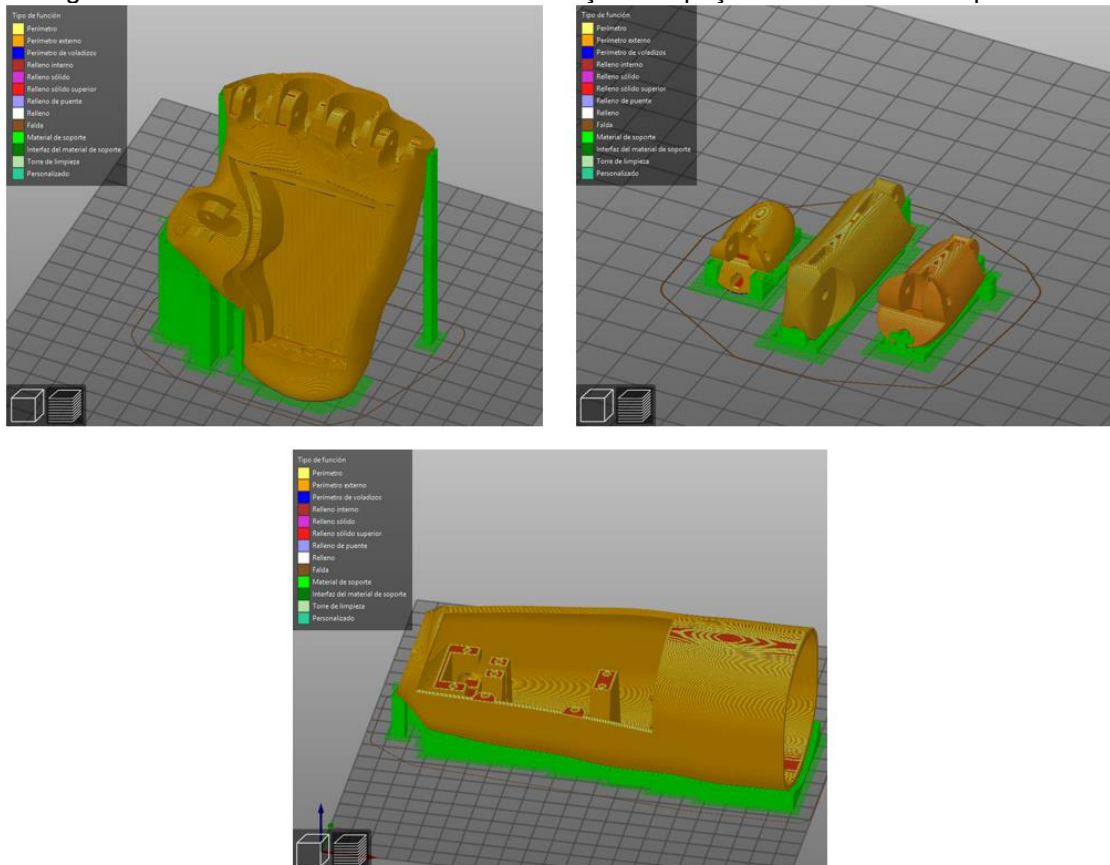
Com o projeto 3D do dispositivo protético estabelecido, as peças foram importadas em formato STL para o software de impressão 3D Repetier-Host da tecnologia de modelagem por fusão e deposição (FDM) descrita no capítulo 2, em que os parâmetros de impressão foram configurados. Dentre os principais parâmetros, o ácido polilático (PLA) foi estabelecido como material de impressão, com porcentagem de preenchimento de 30%, temperatura de extrusão de 210°C, altura da camada de 0,2mm e geração de suportes na base. Após o estabelecimento dos parâmetros, as peças foram fatiadas em camadas, onde foi possível conhecer o tempo estimado de impressão total das peças, sendo 44 horas e 5 minutos e a massa total de impressão, sendo 434,7 gramas, esses valores são mostrados na tabela 13, e a figura 55 ilustra algumas peças no software de impressão.

Tabela 13 - Tempo de impressão e massa estimados no software 3D Repetier-Host.

		Tempo	Massa
Estrutura dos dedos	Dedo mínimo	1h 22min	9,76 g
	Dedo anelar	1h 46min	15,21 g
	Dedo coração	1h 42min	13,71 g
	Dedo indicador	1h 27min	10,63 g
	Dedo polegar	1h 5min	9,21 g
	Total	7h 22min	58,50 g
Estrutura da palma	Palma	8h 28min	92,44 g
	Tampa	2h 1min	20,58 g
	Total	10h 29min	113,02 g
Estrutura do antebraço	antebraço	16h 14min	172,88 g
	Tampa	3h 48min	34,07 g
	Total	20h 2min	206,95 g
Estrutura dos acoplamentos	Peça 1	3h 24min	29,94 g
	Peça 2	18min	1,73 g
	Peça 3	14min	1,38 g
	Peça 4	2h 16min	23,17 g
	Total	6h 12min	56,22 g
TOTAL		44h 5min	434,70 g

Fonte: o Autor.

Figura 55 - Fatiamento simulado da conformação das peças no software de impressão.



Fonte: o Autor.

Após a realização do fatiamento das peças, estas foram salvas no formato de impressão compatível da impressora BFB Rapman 3.0 da referida tecnologia, modelagem por fusão e deposição, de forma a obter as peças do dispositivo protético. Para isso, foi estabelecida uma temperatura do leito de 60°C e o uso de cola de PVC, a fim de manter as peças fixas no momento da impressão. Em seguida, as peças foram impressas, verificando o correto funcionamento da máquina. A figura 56 mostra as peças obtidas após a retirada dos suportes gerados.

Figura 56 - Partes do dispositivo protético obtidas por manufatura aditiva.



Fonte: o Autor.

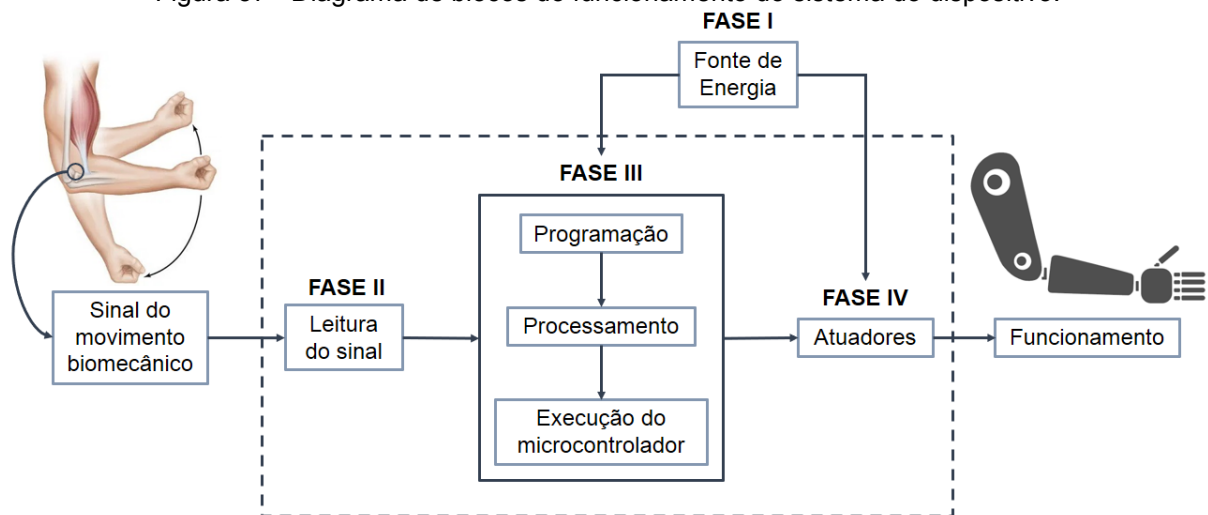
4.4.5. Construção do Dispositivo Protético

Para realizar a construção do dispositivo, levou-se em consideração a forma como a operação do sistema é realizada, pois é composto por 4 fases principais, a fase I corresponde à potência, a fase II corresponde à leitura do sinal, a fase III corresponde ao sistema eletrônico e a fase IV corresponde ao sistema mecânico. A fase da potência consistiu em uma bateria que representa a fonte de alimentação que fornece a energia necessária aos componentes eletrônicos e aos circuitos envolvidos no sistema. Utilizou-se bateria recarregável, portanto, não é necessário trocá-la constantemente, nem desmontar o dispositivo protético para carregá-la, pois possui

um conector para carregar a bateria e um interruptor para ligar e desligar o sistema. Com isso, tenta-se criar um dispositivo otimizado para manipulação do usuário.

A segunda fase corresponde à leitura do sinal do movimento biomecânico da articulação do cotovelo, onde se encontra um potenciômetro naquela parte do membro superior, já que sua função é enviar informações sobre o movimento da articulação para a fase III. Na fase do sistema eletrônico (III), as informações recebidas na fase II são processadas por meio da programação quando são inseridas no microcontrolador, pois nesta fase o objetivo é controlar o movimento de preensão palmar que a prótese deve executar a partir do movimento realizado na articulação do cotovelo, a fim de enviar os sinais aos atuadores da fase IV. Por último, a fase do sistema mecânico (IV), é composta por 2 servomotores que intervêm na movimentação dos dedos da prótese de acordo com o sinal fornecido pelo microcontrolador, nesta etapa é executada a operação da prótese de membro superior. A figura 57 representa um esquema do diagrama de blocos do sistema.

Figura 57 - Diagrama de blocos do funcionamento do sistema do dispositivo.



Fonte: o Autor.

Conhecendo o funcionamento do sistema e os principais componentes que participam da construção do dispositivo, procede-se à montagem das peças. Quanto aos dedos, cada um é composto por 3 peças que simulam as falanges, com exceção do polegar, que é composto por duas peças, onde, para poder fazer a montagem nas juntas destas, foram utilizados pinos, os quais ajustam as peças umas às outras e permitem que o movimento seja realizado corretamente. Da mesma forma, foi necessário o uso de materiais como fibra de náilon e fio elástico, que simulam o desempenho de ligamentos e músculos. Obtendo os dedos montados, foram

colocados em sua posição na palma do dispositivo, onde um machado é utilizado para unir a base dos dedos à palma, juntamente com o fio elástico e o náilon. Na figura 58 os dedos e a palma montados são mostrados, para formar a mão do dispositivo.

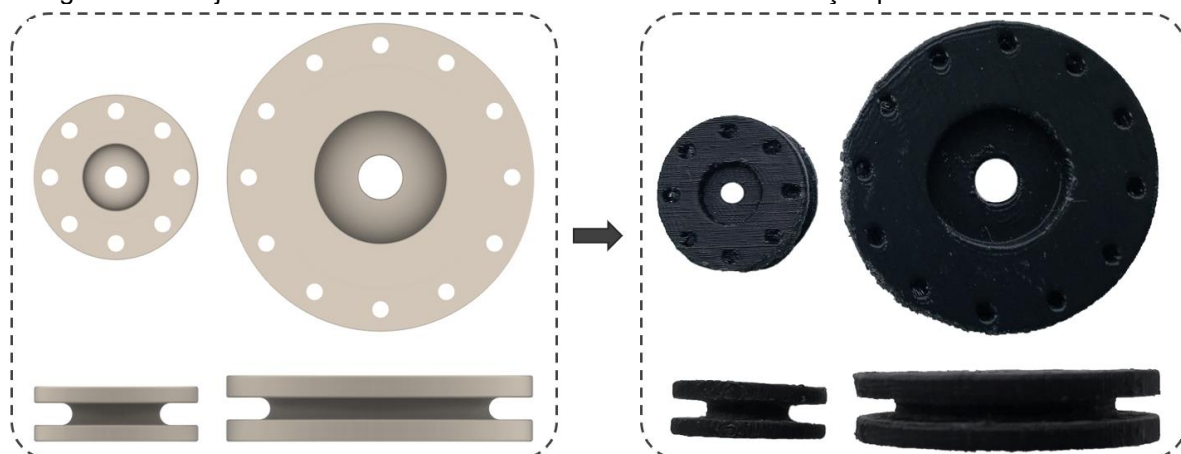
Figura 58 - Estrutura montada da mão do dispositivo.



Fonte: o Autor.

Para realizar a montagem do antebraço do dispositivo, foi necessário criar o código de programação, para posteriormente implementar o Hardware. Pronto o código de programação a ser utilizado, foi realizada a implementação do hardware do antebraço do dispositivo, que está composto pelos servomotores MG996R e SF180M descritos acima, que são os atuadores do sistema. Esses servomotores foram modificados em seus pinos para serem conectados à fonte de alimentação e, por sua vez, estão unidos aos dedos pela fibra de náilon para realizar o movimento de flexão dos dedos do dispositivo, essa união foi efetuada com a implantação de dois carretéis, que foram projetados especificamente para os atuadores, e fabricados com a tecnologia FDM. A figura 59 mostra os modelos 3D dos carretéis e, por sua vez, as peças fabricadas pela manufatura aditiva.

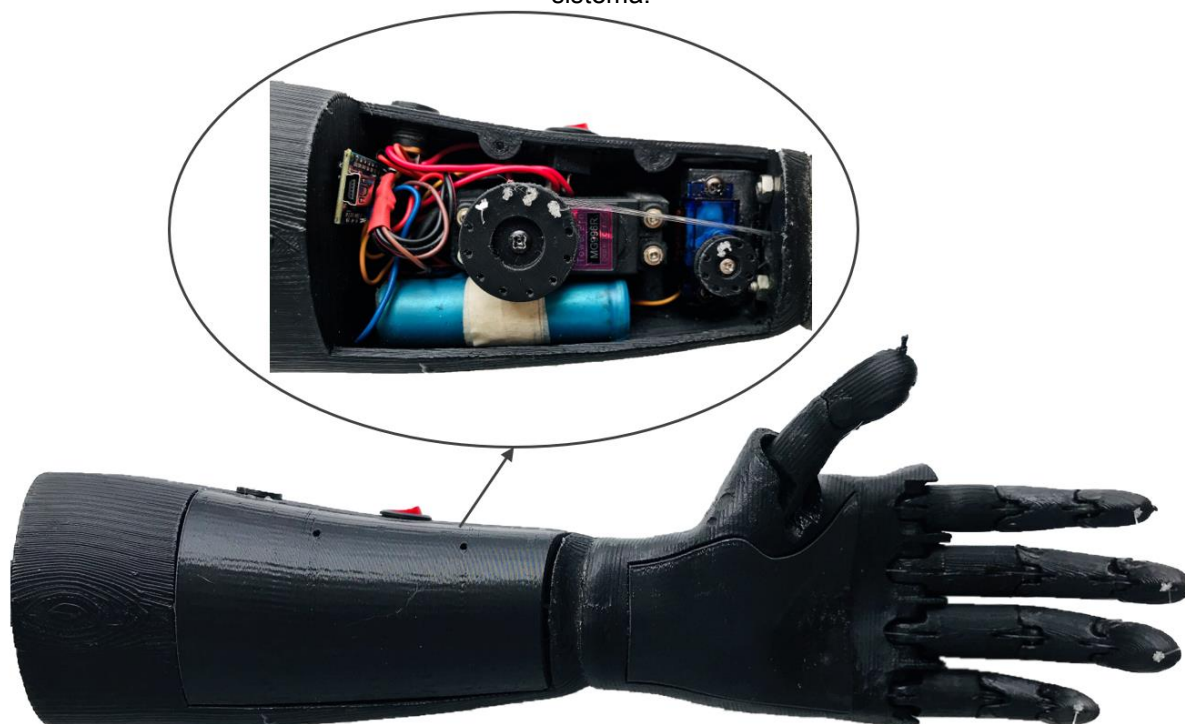
Figura 59 - Projeto 3D dos carretéis dos servomotores e sua obtenção pela manufatura aditiva.



Fonte: o Autor.

Da mesma forma, foram utilizadas como fonte de alimentação duas baterias 3,7 V, as quais são controladas por um botão liga / desliga, e por sua vez, possuem um conector de alimentação Jack fêmea, para que as baterias possam ser carregadas após o uso. Além disso, outro componente do hardware do antebraço é o arduino nano, no qual as conexões foram feitas de acordo com o que estava estabelecido no código de programação, porém, conforme a implementação do hardware foi realizada, é possível fazer algumas modificações no código. Para tanto, o antebraço foi montado à mão, onde pode ser visto na figura 60.

Figura 60 - Estruturas de mão e antebraço montadas, bem como implementação de hardware do sistema.



Fonte: o Autor.

Em relação à montagem dos acoplamentos, o potenciômetro foi localizado junto com seus cabos para conectá-lo ao sistema e, assim, finalizar a montagem das partes do dispositivo. A figura 61 mostra o modelo do dispositivo construído.

Figura 61 - Dispositivo protético para amputação transradial desenvolvido.



Fonte: o Autor.

4.5. Fase 5, Testar

Nesta última fase da metodologia DT, foi feita a validação dos atendimentos aos requisitos estabelecidos pela oficina ortopédica, assim como a verificação do correto funcionamento de cada uma das peças que compõem o protótipo, ou seja, peças impressas em 3D, componentes eletrônicos, código de programação e execução do sistema.

Inicialmente, foi possível validar a simetria e proporcionalidade de tamanho obtidas com este processo de fabricação de próteses de membro superior, onde há uma grande proximidade entre a digitalização do membro de referência e o projeto do dispositivo protético, o que permite verificar que implementando esse processo de manufatura automatizado, é possível proporcionar ao usuário uma harmonia e simetria entre suas características antropométricas e a prótese. A figura 62 mostra ilustrações da digitalização 3D do membro superior de referência, o projeto 3D e o dispositivo obtido por manufatura aditiva.

Figura 62 - Comparação da simetria e proporção de tamanho entre o membro escaneado e a prótese obtida por este processo automatizado.



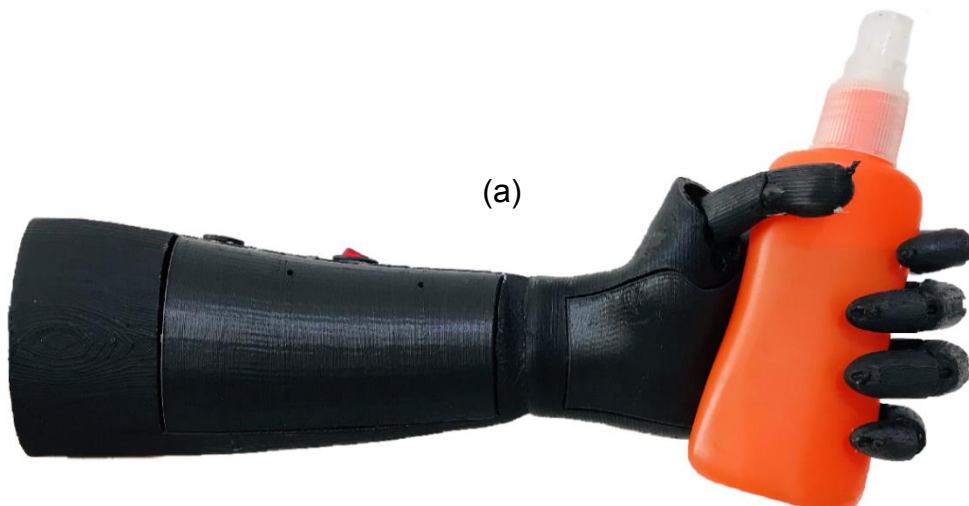
Fonte: o Autor.

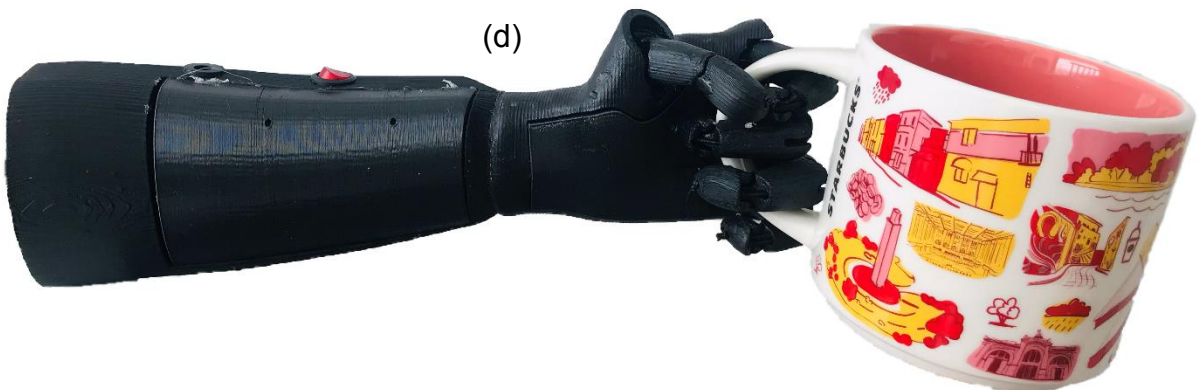
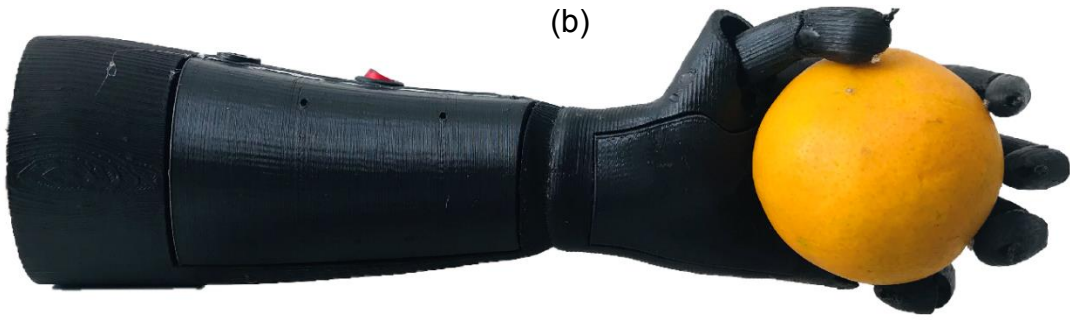
Posteriormente, foi verificado o funcionamento de cada uma das partes da prótese, sabendo-se que inicialmente o dispositivo está na posição neutra (mão aberta). O processo de operação da prótese começa quando a pessoa com amputação transradial flexiona o cotovelo, já que o potenciômetro está localizado nesta parte do corpo, que é responsável por detectar esse movimento biomecânico

acompanhando a rotação do cotovelo e enviar a informação ao microcontrolador. O código de programação gerado no microcontrolador processa as informações recebidas do potenciômetro e envia a ordem para que os servomotores rotarem na proporção em que o potenciômetro gira, devido a isso, os fios de fibra de náilon que estão conectados aos carretéis dos servomotores, puxam os dedos para fazer o movimento de flexão, esticando os fios elásticos localizados na parte traseira dos dedos. Por outro lado, quando o cotovelo começa a fazer o movimento de extensão, o microcontrolador manda os servomotores rotarem na direção oposta, e assim os fios de fibra de náilon param de puxar os dedos, neste ponto é vital a função dos fios elásticos, pois são eles os encarregados de retornar os dedos à posição neutra, realizando o movimento de extensão.

É necessário esclarecer que os servomotores não estão programados para trabalhar nos graus totais de rotação do potenciômetro, ou seja, no código de programação foi estabelecida uma faixa de operação de aproximadamente 15° a 105° de rotação do potenciômetro, isso indica que quando o cotovelo gira o potenciômetro mais de 15° o sistema é acionado, o que faz com que os componentes passem a fazer o movimento de flexão dos dedos, também, quando a rotação do potenciômetro for $\geq 105^\circ$, os servomotores já devem ter executado seu grau máximo de rotação, o que indica que a mão deve estar fechada ou em um estado de punho. Com isso, foi possível verificar que com este sistema é possível segurar distintos objetos, com diferentes geometrias, conforme mostrado na figura 63.

Figura 63 - Dispositivo protético de membro superior segurando diversos objetos. (a) uma garrafa de repelente, (b) uma laranja, (c) um controle de televisão, (d) uma caneca, (e) um telefone celular, (f) cumprimentando.







Fonte: Fonte: o Autor.

A fim de obter um valor estimado da capacidade de carga dos dedos do dispositivo durante o movimento de flexão, foram realizados testes com pesos diferentes. Para a execução desse teste, a prótese foi colocada em posição vertical, com a mão na parte inferior, de forma que o objeto que o dispositivo iria segurar ficasse suspenso no ar. A partir disso, foi acionado o sistema da prótese de membro

superior, onde os dedos faziam o movimento de flexão segurando o primeiro objeto de aproximadamente 500 g, seguidamente a carga foi aumentada até o ponto em que os dedos perderem levemente a posição, tentando fazer o movimento de extensão. Com isso, foi possível verificar que a capacidade de carga que os dedos suportam ao fazer o movimento de flexão é de aproximadamente 3,7 kg.

Com relação à velocidade de operação do dispositivo, ou seja, o tempo que leva para realizar o movimento de flexão dos dedos, depende da velocidade com que o potenciômetro gira ao acompanhar o movimento da articulação do cotovelo, visto que, como foi mencionado, o sistema foi programado para que os servomotores girem na proporção em que o potenciômetro gira nos graus operacionais, quer dizer, 15° e 105° aproximadamente. Porém, foi possível verificar que o tempo mínimo que precisa o dispositivo para flexionar totalmente os dedos é de aproximadamente 0,5 s.

O peso total da prótese é equivalente a 550 g, a partir disso, foi possível verificar que aproximadamente 85% do peso do dispositivo protético corresponde à soma do peso das peças obtidas por manufatura aditiva, sendo 470 g, enquanto ao peso dos demais componentes do sistema corresponde a 80g. Em relação às peças impressas em 3D, é preciso lembrar que a porcentagem de preenchimento estabelecido para sua fabricação foi de 30%, a fim de criar um dispositivo de baixo peso, mas ao mesmo tempo, utilizar um material que apresentasse boa resistência mecânica, como é o caso do PLA.

O custo dos materiais que compõem a prótese robótica de membro superior está estimado em R\$ 251,37. A tabela 14 mostra em detalhes o valor de cada um dos componentes da prótese, bem como o valor da impressão de acordo com o custo do filamento termoplástico. Com isso, foi demonstrado que o custo do desenvolvimento deste dispositivo é baixo, comparado aos preços das próteses de membro superior disponibilizadas pelo SUS, onde os dispositivos protéticos para amputação transradial variam entre R\$ 3.015,00 e R\$ 5.790,00 tabela SAI/SUS: órteses próteses, meios auxiliares de locomoção e cadeiras de rodas, atualizada em fevereiro de 2015. Também, nesta tabela do SUS, é possível verificar que os modelos de próteses de membro superior são limitados, onde apenas se disponibilizam próteses dinâmicas do modelo padrão, portanto, foi demonstrado que com a implementação da manufatura aditiva, como um novo processo automatizado de fabricação de próteses, é possível

desenvolver novos projetos 3D de dispositivos, com preços significativamente menores e proporcionando a oportunidade de serem próteses robóticas.

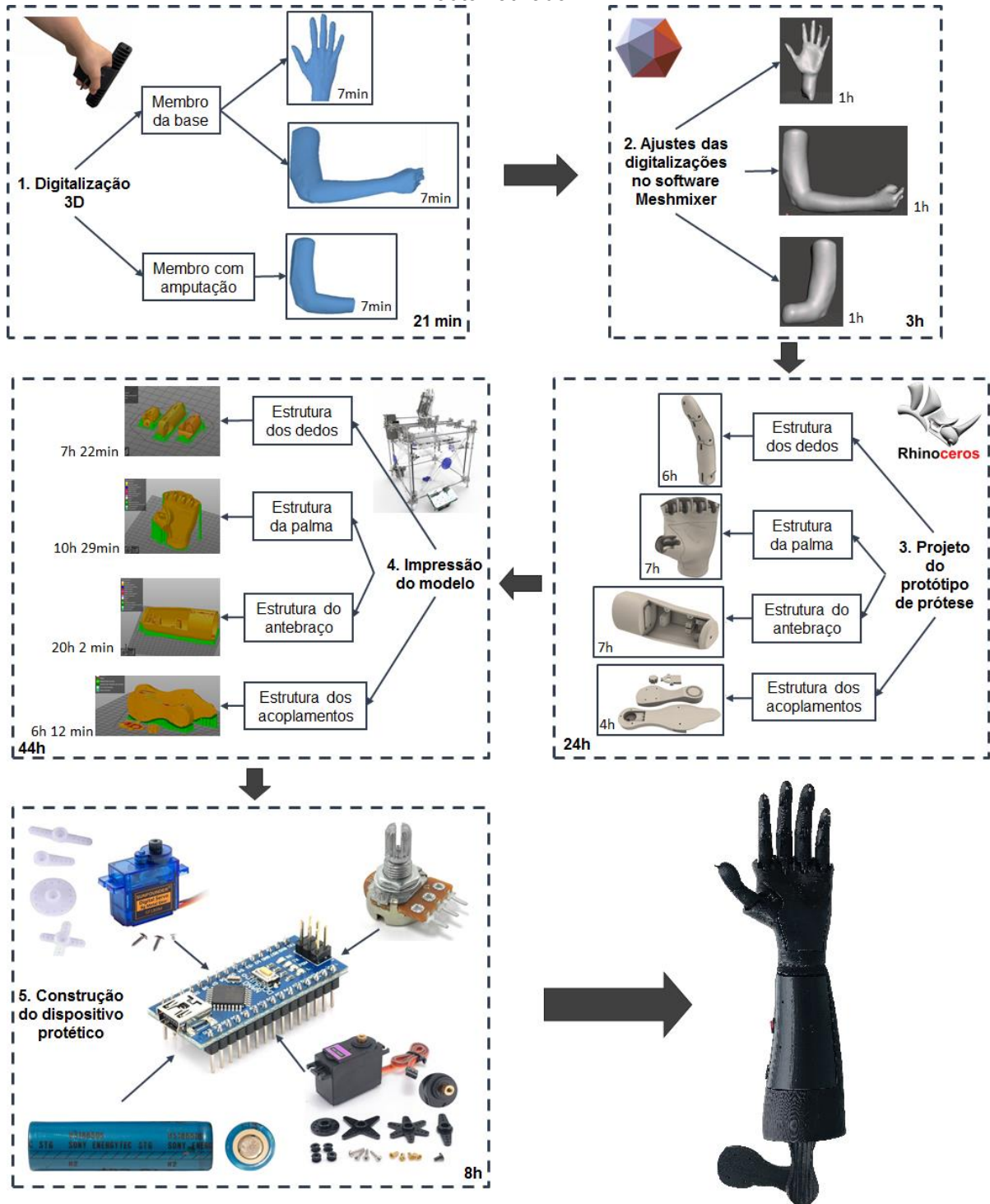
Tabela 14 - Custo total dos materiais utilizados no desenvolvimento da prótese de membro superior.

Custo de materiais	
Material de impressão 3D	R\$ 56,37
Servomotor 1	R\$ 25,00
Servomotor 2	R\$ 16,00
Arduino Nano	R\$ 22,00
Bateria	R\$ 40,00
Carregador	R\$ 40,00
Potenciômetro	R\$ 2,00
Materiais vários	R\$ 50,00
Total	R\$ 251,37

Fonte: o Autor.

Em relação ao tempo de fabricação do dispositivo, a figura 69 mostra o tempo que levou para executar cada uma das etapas do processo automatizado. Na primeira etapa, digitalização 3D, foi necessário realizar um escaneamento 3D da mão e do membro completo do membro hígido, assim como do membro amputado, cada uma das digitalizações foi realizada em um tempo aproximado de 7 minutos, portanto, o tempo total da etapa de digitalização foi de 21 minutos. A seguir, para o ajuste das digitalizações, foi necessária uma hora para cada uma, totalizando 3 horas para a execução desta etapa. Posteriormente, o projeto 3D do dispositivo foi dividido em estrutura dos dedos, estrutura da palma, estrutura da antebraço e estrutura dos acoplamentos, conforme foi especificado, que foram desenvolvidas em 24 horas. Depois, na etapa de impressão 3D do modelo, foram necessárias 44 horas para a obtenção de todas as peças. Por fim, para a construção do dispositivo foi necessário um tempo de aproximadamente 8 horas. Com isso, determinou-se que o tempo de fabricação da prótese de membro superior neste processo automatizado foi de 79 horas. Nesse sentido, o tempo de fabricação das próteses de membro superior é de 8 a 10 dias úteis, tomando como referência 8 horas de trabalho por dia.

Figura 64 - Tempo de fabricação da prótese de membro superior implementando o processo automatizado.



Fonte: o Autor.

Além disso, foi possível verificar que com a implantação da manufatura aditiva para o desenvolvimento da prótese de membro superior, foi possível utilizar o PLA, que é um material que apresenta propriedades mecânicas aceitáveis, proporcionando segurança aos componentes internos e capacidade de segurar objetos de diferentes geometrias e pesos. Da mesma forma, com o desenvolvimento deste projeto, foi

possível criar um dispositivo em que sua manutenção é de fácil execução, inclusive, cada uma das partes, componentes e materiais da prótese podem ser trocados, garantindo uma longa vida útil e economia.

Por fim, foi demonstrado que com a implantação de uma metodologia centrada no cliente para o desenvolvimento da prótese do membro superior por meio de um processo automatizado, foram atendidos os requisitos estabelecidos, buscando o feedback contínuo até que a solução certa fosse alcançada. Pois bem, foi desenvolvido um dispositivo que se assemelha às características antropométricas dos membros escaneados, com o qual é possível segurar diversos objetos, auxiliando na realização de diversas tarefas da vida diária. Além disso, verificou-se que este dispositivo permite segurar objetos consideravelmente pesados em um tempo mínimo de resposta, o que indica sua alta capacidade operacional. Da mesma forma, constatou-se que com a implantação desse processo de fabricação é possível desenvolver dispositivos mais econômicos comparados aos preços das próteses disponibilizados pelo SUS. Isso pode ser visto na tabela 15, que mostra um resumo das especificações do dispositivo.

Tabela 15 - Especificações do dispositivo protético de membro superior.

Especificações da prótese.	
Capacidade de carga	3,7 kg
tempo de resposta	0.5 s
Peso	550g
Custo de fabricação	R\$ 251,37
Tempo de fabricação	79h
Tempo de carregamento da bateria	25 min

Fonte: o Autor.

4.6. **Processo de Feedback**

Como foi mencionado anteriormente, o DT é uma metodologia que procura influenciar positivamente no desenvolvimento da melhora contínua dos produtos, serviços ou tecnologias oferecidas, e assim, encontrar a solução que mais satisfaça os requerimentos do cliente. Por tanto, a partir do presente projeto tornou-se possível identificar algumas melhoras que poderiam ser executadas, e assim, levantar diversas propostas de trabalhos futuros no desenvolvimento de próteses de membro superior, sendo:

- Melhorar a fixação e ajuste entre o coto e a prótese, gerando peças que possam dar maior conforto ao usuário e por tanto, maior segurança ao usar o dispositivo em diferentes tarefas.
- Projetar um novo modelo da estrutura do antebraço da prótese para que a placa Arduino esteja em uma alocação de fácil acesso a fim de modificar o código sempre que for necessário, melhorando a impermeabilidade para aumentar a vida útil do dispositivo. Um exemplo disso é projetar um modelo onde a locação do arduino seja o punho, simulando um relógio.
- Projetar um novo modelo da estrutura do antebraço da prótese para usar 1 atuador por cada dedo e assim, gerar um código que permita o movimento de flexão- extensão independente entre os dedos.
- Implementar sensores mioelétricos para que os sinais musculares iniciem o funcionamento do sistema do dispositivo.

5. CONCLUSÕES

Com a implementação do Design Thinking no desenvolvimento deste projeto foi possível verificar que esta metodologia auxilia na geração de produtos, serviços ou tecnologias com abordagem centrada no cliente, integrando a participação de uma equipe de trabalho interdisciplinar, a fim de estudar e analisar as necessidades do usuário.

- A execução da primeira etapa do DT, ou seja, a fase de empatizar, permitiu a aproximação com o cliente, sendo a oficina ortopédica credenciada pelo SUS, na qual, através de reuniões com os responsáveis técnicos, foi possível obter uma perspectiva da realidade do cliente, conhecendo os problemas enfrentados.
- No desenvolvimento da fase de definir da metodologia, foi possível determinar que o tipo de amputação mais frequente em membros superiores é a amputação transdial, sendo o ponto de partida no desenvolvimento do dispositivo protético, adicionalmente, foram analisadas, sintetizadas e priorizadas os requerimentos do cliente.
- Com a execução da fase de idealizar, foi demonstrada a importância de socializar a equipe multidisciplinar para gerar um brainstorming, a fim de propor ideias que sejam possíveis soluções aos requisitos do cliente, estabelecidos na fase 2.
- Na fase de prototipar, foi possível desenvolver por meio de um processo automatizado um modelo de prótese de amputação transradial que executa o movimento de flexão dos dedos, promovendo a participação do cliente, tornando-o parte ativa no processo de criação.
 - A implementação do escaneamento 3D se apresenta como um método de obtenção de medidas e características antropométricas que podem neutralizar os desconfortos que o paciente deve passar no método tradicional.
 - A utilização de ferramentas computacionais para a realização do projeto 3D do dispositivo protético permitiu o desenvolvimento de um modelo simétrico e proporcional às digitalizações obtidas.
 - A obtenção das peças por manufatura aditiva permitiu verificar que essa tecnologia oferece a possibilidade de fabricar novos objetos previamente modelados, onde tem a capacidade de construir peças de geometria complexa.

- Na fase de testar do DT, foi possível demonstrar por meio de diferentes testes que foi produzida uma prótese de membro superior que atende aos requisitos estabelecidos pelo cliente.

O tempo estimado para fabricação das próteses foi de aproximadamente 80 horas (8 a 10 dias úteis) sendo que o tempo de impressão 3D das peças do dispositivo foi de aproximadamente 44 horas.

Com a implementação do Design Thinking no desenvolvimento deste projeto, foi possível demonstrar que a execução desse processo automatizado de fabricação de próteses possibilitou a criação de um dispositivo barato em comparação com as próteses disponibilizadas pelo SUS, devido a que com o processo automatizado apenas R\$ 251,37 foram necessários para sua construção.

REFERÊNCIAS

- ABDEL *et al.* (2015). 3D Laser Scanners' Techniques Overview. **International Journal of Science and Research (IJSR)**, 323-331.
- ABOOKIRE; *et al.* (2020). Health Design Thinking: An Innovative Approach in Public Health to Defining Problems and Finding Solutions. **Frontiers in Public Health**, 1-6.
- ADAMS, J. (2017). Forearm Instability: Anatomy, Biomechanics, and Treatment Options. **The Journal Of Hand Surgery**, 47-52.
- ALKHATIB; *et al.* (2019). Design and Analysis of Flexible Joints for a Robust 3D Printed Prosthetic Hand. **IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics**, 784-789.
- ÁLVAREZ; *et al.* (2019). Diseño de una Órtesis estática de extremidad superior (mano) para los casos de rehabilitación Traumatológica o de Hemiplejía, aplicando el proceso de Impresión 3D en el Taller del Centro de Rehabilitación Integral Especializado N° 1 (Bachelor's thesis, Quito: UCE).
- ANDERSON, A. (2018). **PENNMEDICINE**. Fonte: <https://www.pennmedicine.org/news>
- ASTM F2792-12a. (2013). Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies. **ASTM International**, 1-3.
- AUTODESK INC. (2018). **AUTODESK MESHMIXER**. Fonte: <https://www.meshmixer.com/>
- AVDEEVA; *et al.* (2016). Advantages Of Nanosensors In The Development Of Interfaces For Bioelectric Prostheses. **Matec Web of Conferences**, 1-9.
- BADAWY; *et al.* (2019). Myoelectric Prosthetic Hand with a Proprioceptive Feedback System. **Journal of King Saud University**, 1-8.
- BANNINK; *et al.* (2020). Implementation of 3D Technologies in the Workflow of Auricular Prosthetics: A Method Using Optical Scanning and Stereolithography 3D Printing. **The Journal of Prothetic Dentistry**, 1-6.
- BARRIOS; *et al.* (2020). Advances in Orthotic and Prosthetic Manufacturing: A Technology Review. **Materials**, 1-15.
- BAUMGARTNER; *et al.* (2020). Stereolithography-Based Additive Manufacturing of Lithium Disilicate Glass Ceramic for Dental Applications. **Materials Science & Engineering C**, 1-10.
- BESKO; *et al.* (2017). Aspectos Técnicos e Nocivos dos Principais Filamentos Usados em Impressão 3D. **Gestão, Tecnologia e Inovação**. Volumen 01, 9-18.
- BINEDELL; *et al.* (2020). Design and Development of a Novel 3D-Printed Non-Metallic Self-Locking Prosthetic Arm For a Forequarter Amputation. **Prosthetics and Orthotics International**, 1-6.
- BLAYA; *et al.* (2018). Design of an Orthopedic Product by Using Additive Manufacturing Technology: The Arm Splint. **Journal of Medical Systems**, 42-54.

- BOLSONI, L. (2017). Gestão De Emergências e Primeiros Socorros. **UniCesumar**.
Fonte: <https://www.unicesumar.edu.br/home/>
- BRENDLER; *et al.* (2016). Uso da Digitalização 3D do Corpo Humano para Desenvolvimento de Produtos Personalizados: Análise Comparativa entre os Scanners Artec EVA e o Kinect. **Estudos em Design**, 24-43.
- BRENNAN; *et al.* (2019). **Gray's Surgical Anatomy E-Book**. Elsevier.
- BROWN, T. (2020). **Ideo Design Thinking**. Fonte: <https://designthinking.ideo.com/>
- BUY 3D PRINTER. (2020). **Buy 3D Printer**. Fonte: <https://buy3dprinter.org/3d-printer-reviews/rapman3dprinter/>
- CALIGNANO; *et al.* (2017). Overview on Additive Manufacturing Technologies. **Proceedings of the IEEE**, 593-612.
- CARVALHO; *et al.* (2020). Epidemiologia das Amputações Traumáticas Atendidas em Hospital Público de Referência em Traumatologia e Ortopedia. **Brazilian Journal of Development**, 25068-25078.
- CASTIBLANCO; *et al.* (2017). Dispositivo De Medicion De Fuerza De La Mano. **Repositorio Institucional UMNG**. Fonte: <https://repository.unimilitar.edu.co/>
- CHARTRAIN; *et al.* (2018). A review on fabricating tissue scaffolds using vat photopolymerization. **Acta Biomaterialia** 74, 90-111.
- CHATHAM; *et al.* (2019). A review of the process physics and material screening methods for polymer powder bed fusion additive manufacturing. **Progress in Polymer Science**, 68-95.
- CHENNAKESAVA; *et al.* (2017). Fused Deposition Modeling -Insights. **International Conference on Advances in Design and Manufacturing**, 1345-1350.
- CONTROZZI; *et al.* (2017). The SSSA-MyHand: A Dexterous Lightweight Myoelectric Hand Prosthesis. **IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering**, 459-468.
- CORDELLA; *et al.* (2016). Literature Review on Needs of Upper Limb Prosthesis Users. **Frontiers in Neuroscience**, 1-14.
- CUI; *et al.* (2010). 3D Shape Scanning with a Time-of-Flight Camera. **IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition**, 1173-1180.
- CUTTI; VEERGER. (2009). Shoulder biomechanics: today's consensus and tomorrow's perspectives. **Medical & Biological Engineering & Computing**, 463-466.
- DANNEREDER; *et al.* (2018). Development of a 3D-Printed Bionic Hand with Muscle- and Force Control. **Proceedings of the Austrian Robotics Workshop**, 1-8.
- Desrochers *et al.* (2014). Limb Amputation and Prosthesis. **Veterinary Clinics Food Animal practice**, 143–155.
- DORADOR, J. (2004). Robótica y Prótesis Inteligentes. **Revista Digital Universitaria**, 1-15.

DSCHOOL. (2010). **An Introduction to Design Thinking Process Guide**. Fonte: <https://dschool.stanford.edu/>

ESPINOSA; *et al.* (2016). Programa Hospitalario para la Rehabilitación de los Amputados. **Academia Nacional de Medicina**, 111-115.

GALANTUCCI; *et al.* (2009). Experimental Study Aiming to Enhance the Surface Finish of Fused Deposition Modeled Parts. **CIRP Annals - Manufacturing Technology**, 189-192.

GARCIA; *et al.* (2014). Avances en Prótesis: una Mirada al Presente. **Revista Médica Clínica Los Condes**, 281-285.

GARCIA; *et al.* (2019). A Dimensão Afetiva e Psicossocial da Perda na Amputação. **Mosaico**, 71-78.

GOBBLE, M. (2015). Design Thinking. **Research-Technology Management**, 59-62.

GONZALEZ; *et al.*, (2019). Polymers for additive manufacturing and 4D-printing: Materials, methodologies, and biomedical applications. **Progress in Polymer Science**, 57-116.

GOPURA; *et al.* (2016). Developments in Hardware Systems of Active Upper-Limb Exoskeleton Robots: **A Review. Robotics and Autonomous Systems**, 203-220.

GOTTLIEB; *et al.* (2017). Applying Design Thinking Principles to Curricular Development in Medical Education. **Society for Academic Emergency Medicine**, 21-26.

GUO; *et al.* (2013). Additive Manufacturing: Technology, Applications and Research Needs. **Frontiers of Mechanical Engineering**, 215-243.

HALEEM; *et al.* (2019). 3D Scanning Applications in Medical Field: A Literature-Based Review. **Clinical Epidemiology and Global Health**, 199-210.

HALLWORTH; *et al.* (2020). A Modular Adjustable Transhumeral Prosthetic Socket for Evaluating Myoelectric Control. **IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine**, 1-10.

HAN; *et al.* (2019). 3D Printed Sensors for Biomedical Applications: A Review. **Sensors**, 1-22.

HE; *et al.* (2014). Fabrication of Low Cost Soft Tissue Prostheses with The Desktop 3D Printer. **Scientific Reports**, 1-7.

HECKATHORNE, C. (2002). Craig W. Upper-Limb Prosthetics. (OLSON, & DERUYTER., Eds.) **Clinician's Guide to Assistive Technology**.

HEINSVIG; *et al.* (2015). 3D Laser Triangulation for Plant Phenotyping in Challenging Environments. **Sensors**, 13533-13547.

HENRIKSEN; *et al.* (2017). Design Thinking: A Creative Approach to Educational Problems of Practice. **Thinking Skills and Creativity**, 140-153.

HERNIGOU, P. (2013). Ambroise Paré IV: The Early History of Artificial Limbs (from Robotic to Prostheses). **International Orthopaedics**, 1195-1197.

IDEO LLC. (2012). Design Thinking for Educators. **Creative Commons Attribution**.

ISMAIL; *et al.* (2020). Affordable and Faster Transradial Prosthetic Socket Production Using Photogrammetry and 3D Printing. **Electronics**, 1-11.

JACOBS; *et al.* (2004). Splinting the Hand and Upper Extremity: Principles and Process. **Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, Inc.**

JAVAID; *et al.* (2018). Additive manufacturing applications in medical cases: A literature based review. **Alexandria Journal of Medicine**, 411- 422.

JAWORSKI; *et al.* (2017). Biomechanics of the Human Hand. **Journal of Technology and Exploitation**, 28-33.

KAMALJIT; *et al.* (2016). Development of Rapid Tooling Using fused Deposition Modeling: a Review. **Rapid Prototyping Journal**, 281-299.

KARL, S. (2020, 04). **MAQE**. Fonte: <https://www.maqe.com/insight/the-design-thinking-process-how-does-it-work/>

KNOCHEL, A. (2019). The Biopolitics of Role Playing Disabled Making. **Journal of Literary & Cultural Disability Studies**, 289-304.

KOBELEV; *et al.* (2018). Anthropomorphic Prosthesis Control Based on the Electrical Impedance Signals Analysis. **Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBREIT)**, 33-36.

KORB; *et al.* (2019). Identificando Possível Presença de Alterações Posturais nos Pacientes com Amputação de Membro Superior e Inferior. **Uningá**, 205-214.

LEI Nº 13.146. (6 de JULHO de 2015). Lei Brasileira de Inclusão da Pessoa com Deficiência (Estatuto da Pessoa com Deficiência). **Brasília**.

LEWIS, *et al.* (2020). Converging on Bladder Health Through Design Thinking: From an Ecology of Influence to a Focused Set of Research Questions. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, 1-17.

LI; *et al.* (2017). Non-Invasive Stimulation-Based Tactile Sensation for Upper-Extremity Prosthesis: A Review. **IEEE Sensors Journal**, 2625-2635.

LI; *et al.* (2020). Novel Use of the Intel Realsense SR300 Camera for Foot 3D Reconstruction. **Pielarie Incaltaminte**; Bucharest Tomo 20, 145-152.

LIACOURAS; *et al.* (2017). Using Computed Tomography and 3D Printing to Construct Custom Prosthetics Attachments and Devices. **3D Printing in Medicine**, 1-7.

LITCANU; *et al.* (2015). Brain-Writing Vs. Brainstorming Case Study For Power Engineering Education. **Social and Behavioral Sciences** 191, 387-390.

LOPESINO, D. (2018). Análisis y Mejora del Diseño de una Mano Protésica. **Univeridad Politécnica de Madrid**. Fonte: http://oa.upm.es/50450/1/TFG_DANIEL_LOPESINO_RIVERA.pdf

MAAT; *et al.* (2018). Passive Prosthetic Hands and Tools: A Literature Review. **Prosthetics and Orthotics International**, 66-74.

- MADUSANKA; *et al.* (2015). A Review on Hybrid Myoelectric Control Systems for Upper Limb Prosthesis. **Moratuwa Engineering Research Conference (MERCOn)**, 136-141.
- MATOS; *et al.* (2018). Ajustamento Psicossocial de Pessoas com Amputação. **Revista de Terapia Ocupacional da Universidade de São Paulo**, 288-292.
- MICROJPM S.A. (2020). **COMPONENTES ELECTRONICOS MICROJPM**. Fonte: <https://www.microjpm.com/products/potenciometro-lineal-rotativo-10ko/>
- MIETTINEN; *et al.* (2012). Realizing Design Thinking through a Service Design Process and an Innovative Prototyping Laboratory – Introducing Service Innovation Corner (SINCO). **Drs 2012 BANGKOK**, 1-13.
- MIKOLAJEWSKA; *et al.* (2014). 3D Printing Technologies in Rehabilitation Engineering. **Journal of Health Sciences**, 78-83.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE. (2008). A Pessoa com Deficiência e o Sistema único de Saúde. **Ministério da Saúde**. Brasília.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE. (2017). **Ministério da Saúde**. Fonte: <http://www.saude.gov.br/sistema-unico-de-saude>
- MIOTON; *et al.* (2018). Targeted Muscle Reinnervation and Prosthetic Rehabilitation after Limb Loss. **Journal of Surgical Oncology**, 807-814.
- MONTIEL; *et al.* (2012). Caracterização de Pessoas Submetidas à Amputação. **Enfermagem em Foco**, 169-173.
- MOORE; *et al.* (2014). Clinically Oriented Anatomy. **Baltimore: Wolters Kluwer-Lippincott Williams & Wilkins**.
- MULLEN; *et al.* (1991). Productivity Loss in Brainstorming Groups: A Meta-Analytic Integration. **Basic and Applied Social Psychology**, 3-23.
- NAZIR; *et al.* (2019). A State-of-the-art Review on Types, Design, Optimization, and Additive Manufacturing of Cellular Structures. **The International Journal of Advanced Manufacturing Technology**, 1-22.
- NEMOTO; *et al.* (2018). F3Hand: A Five-Fingered Prosthetic Hand Driven with Curved Pneumatic Artificial Muscles. **Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)**, 1668-1671.
- NEUMANN, B. (2010). Being Prosthetic in the First World War and Weimar Germany. **Body & Society**, 93-126.
- NHUY, N. (2016). **Intel®**. Fonte: <https://software.intel.com/content/www/us/en/develop/articles/introducing-the-intel-realsense-camera-sr300.html>
- OSTILE; *et al.* (2011). Adult Acquired Major Upper Limb Amputation in Norway: Prevalence, Demographic Features and Amputation Specific Features. **A Population-Based Survey. Disability and Rehabilitation**, 1636-1649.

- PARR; *et al.* (2019). Visual Attention, EEG Alpha Power and T7-Fz Connectivity are Implicated in Prosthetic Hand Control and Can Be Optimized Through Gaze Training. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, 1-20.
- PEIXOTO; *et al.* (2017). Prevalência de Amputações de Membros Superiores e Inferiores no Estado de Alagoas Atendidos pelo SUS entre 2008 e 2015. **Fioterapia e Pesquisa**, 378-384.
- PESANTES, D. (2016). Generación de Movimiento de un Mecanismo Watt I para Obtener las Posiciones Prescritas de Agarre Similar a Las Falanges de la Mano de una Persona. **Universidad Nacional de Trujillo**. Fonte: <http://dspace.unitru.edu.pe/handle/UNITRU/1143>
- PETERSEN; *et al.* (2017). Development and Testing of a Mobile Application to Support Diabetes Self-Management for People with Newly Diagnosed Type 2 Diabetes: a Design Thinking Case Study. **BMC Medical Informatics and Decision Making**, 1-10.
- REIS; *et al.* (2012). Perfil Epidemiológico de Amputados de Membros Superiores e Inferiores Atendidos em um Centro de Referência. **Revista Eletrônica Saúde e Ciência**, 52-62.
- RHINOCEROS ®. (2017). **Rhinoceros** ®. Fonte: <https://www.rhino3d.com/>
- ROBERTS; *et al.* (2016). A Design Thinking Framework for Healthcare Management and Innovation. **Healthcare**, 11-14.
- RODRIGUES; *et al.* (2018). Impressora 3D no Desenvolvimento de Pesquisas com Próteses. **Revista Internacional Brasileira de Terapia Ocupacional**, 398-413.
- SCHMIDT; *et al.* (2013). Design-to-Fabricate: Maker Hardware Requires Maker Software. **EEE Computer Graphics and Applications**, vol. 33, 26-34.
- SCHNIEDERJANS, D. (2017). Adoption of 3D-Printing Technologies in Manufacturing: A Survey Analysis. *Int. J. Production Economics*, 287-298.
- SEMASINGHE; *et al.* (2016). Transradial Prostheses: Current Status and Future Directions. **Manufacturing & Industrial Engineering Symposium**, 1-7.
- SERDECZNY; *et al.* (2018). Experimental Validation of a Numerical Model for the Strand shape in Material Extrusion Additive Manufacturing. **Additive Manufacturing**, 145-153.
- SERRAT, O. (2017). Design Thinking. *Em Knowledge Solutions*. **Singapore: Springer**, 129-134.
- SHAPIRA; *et al.* (2017). The Integration of Design Thinking and Strategic Sustainable Development. **Journal of Cleaner Production**, 277-288.
- SHAPIRA; *et al.* (2017). The integration of Design Thinking and Strategic Sustainable Development. **Journal of Cleaner Production**, 277-287.
- SKIRVEN; *et al.* (2020). Rehabilitation of the Hand and Upper Extremity. **ELSEVIER**.
- SORIANO, *et al.* (2018). Rapid Prototyping Prosthetic Hand Acting By a Low-Cost Shapememory-alloy Actuator. **Journal of Artificial Organs**, 238-246.

SOUZA; *et al.* (2019). Satisfação e Ajuste à Prótese de Indivíduos com Amputação de Membro Inferior. **Scientia Medica**, 1-10.

STENVALL; *et al.* (2020). Additive Manufacturing of Prostheses Using Forest-Based Composites. **Bioengineering**, 1-18.

STURM, *et al.* (2017). Cyber- physical vulnerabilities in additive manufacturing system: A case study attack on the .STL file with human subjects. **Journal of Manufacturing Systems**, 154-164.

SZYMCZYK; *et al.* (2018). Application of Ti6Al7Nb Alloy for the Manufacture of Biomechanical Functional Structures (BFS) for Custom-Made Bone Implants. **Materials**, 1-16.

The War Amps. (2020). **The War Amps**. Fonte: <https://www.waramps.ca/home/>

THORING; *et al.* (2011). Understanding Design Thinking: a Process Model Based on Method Engineering. **International Conference on Engineering and Product Design Education**, 1-5.

VAN DER JEUGHT; DIRCKX. (2016). Real-time structured light profilometry: a review. **Optics and Lasers in Engineering**, 18-31.

VAN REINE, P. (2017). The Culture of Design Thinking for Innovation. **Journal of Innovation Management**, 56-80.

WANG; *et al.* (2019). Effects of printing parameters of fused deposition modeling on mechanical properties, surface quality, and microstructure of PEEK. **Journal of Materials Processing Tech**, 62-74.

WANG; MEYDAN; WILLIAMS. . (2017). A Two-Axis Goniometric Sensor for Tracking Finger Motion. **Sensors**, 1-14.

WEI LIN; *et al.* (2019). Biomechanical Evaluation and Strength Test of 3D-Printed Foot Orthoses. **Applied Bionics and Biomechanics**, 1-9.

Wiefling, K. (2020, 11). **TVLP Institute Silicon Valley**. Fonte: <https://www.tvlp.co/2020/11/design-thinking-powerful-methodology.html>

WJ COMPONENTES. (n.d.). **WJ COMPONENTES ELETRÔNICOS**. Fonte: <https://www.wjcomponentes.com.br/>

XING; *et al.* (2018). Hand Gesture Recognition Based On Deep Learning Method. **IEEE Third International**, 542-546.

YABUKI; *et al.* (2019). Development of new cosmetic gloves for myoelectric prosthetic hand using superelastic rubber. **Robotics and Autonomous Systems**, 31-43.

YANG; *et al.*, (2019). Power consumption estimation for mask image projection stereolithography additive manufacturing using machine learning based approach. **Journal of Cleaner Production**, 1-10.

ZABATANI; *et al.* (2019). Intel® RealSense™ SR300 Coded Light Depth Camera. **IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence**, vol. 42, 2333-2345.

ZAKERI; VIPPOLA; LEVÄNEN. (2020). A comprehensive review of the photopolymerization of ceramic resins used in stereolithography. **Additive Manufacturing**, 1-14.

ZHANG; *et al.* (2018). Fabrication and accuracy research on 3D printing dental model based on cone beam computed tomography digital modeling. **West China Journal of Stomatology** Vol.36, 156-161.

ZUO; *et al.* (2014). The Evolution of Functional Hand Replacement: From Iron Prostheses to Hand Transplantation. **Plastic Surgery**, 44-51.