

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS  
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO  
INSTITUTO DE QUÍMICA DE SÃO CARLOS

MARIANA MATTOS VIANA

Desenvolvimento de um protótipo mecânico de prótese mioelétrica para  
membro superior

São Carlos

2023



MARIANA MATTOS VIANA

Desenvolvimento de um protótipo mecânico de prótese mioelétrica para  
membro superior

VERSÃO CORRIGIDA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia - Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. Arlindo Neto Montagnoli

São Carlos

2023

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,  
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS  
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

**Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues Fontes da**

Viana, Mariana Mattos  
V614d      Desenvolvimento de um protótipo mecânico de  
prótese mioelétrica para membro superior / Mariana  
Mattos Viana; orientador Arlindo Neto Montagnoli. São  
Carlos, 2023.

Dissertação (Mestrado) - Programa de  
Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia e Área de  
Concentração em Bioengenharia -- Escola de Engenharia  
de São Carlos; Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto;  
Instituto de Química de São Carlos, da Universidade de  
São Paulo, 2023.

1. Impressão 3D. 2. Prótese mioelétrica. 3.  
Prótese 3D. I. Título.

**EESC/USP com os dados inseridos pelo(a) autor(a).  
Eduardo Graziosi Silva - CRB - 8/8907.**



## FOLHA DE JULGAMENTO

**Candidato(a): Mariana Mattos Viana**

Título: "Desenvolvimento de um protótipo mecânico de prótese mioelétrica para membro superior"

Data da defesa: 24/10/2023

### Comissão Julgadora

### Resultado

Prof(a). Dr(a). Arlindo Neto Montagnoli  
UFSCar - Orientador

Não Votante

Prof(a). Dr(a). Ricardo A. S. Fernandes  
Universidade Federal de São Carlos - UFSCar

Aprovada

Prof(a). Dr(a). Gabriela Lopes dos Santos  
Centro Universitário Alfredo Nasser (UNIFAN)

Aprovada

Prof(a). Dr(a). Roberto Santos Inoue  
Universidade Federal de São Carlos - UFSCar

Aprovado

Prof. Dr. Arlindo Neto Montagnoli - Orientador

Presidente da Comissão de Pós-Graduação: Prof. Dr. Adair Roberto Aguiar



## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente e principalmente aos meus pais, que sempre apoiaram todos os meus sonhos e algumas loucuras.

Ao Dr. Arlindo Neto Montagnoli, que me acolheu como orientanda e vem me auxiliando em todo o processo.

A Msc. Bruna Souza Moraes, que me deu suporte para dar encaminhamento no trabalho e sugestões de melhorias.

Ao Rafael Ferreira de Aquino, que me deu suporte na modelagem me ensinando detalhes há muito esquecidos.

Ao Msc. Heitor Antônio Pereira da Silva, que me auxiliou num momento importante de finalização do processo.

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pelo apoio financeiro que permitiu que este trabalho fosse concluído.

Agradeço, de modo geral, a todos que me ajudaram direta ou indiretamente para a conclusão deste trabalho.





## RESUMO

VIANA, M. M. **Desenvolvimento de um Protótipo Mecânico de Prótese Mioelétrica para Membro Superior**. 2023. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2023.

A utilização de próteses pela população vem aumentando no mundo ao longo dos séculos. Porém, sua utilização na prática ainda enfrenta muitos desafios, como funcionalidade insatisfatória, custo elevado dos modelos comerciais e estética. Considerando esses aspectos, o trabalho propôs o desenvolvimento de um protótipo mecânico de prótese para substituição de membro superior amputado, controlada por sinal mioelétrico que executa os movimentos de abrir/fechar da mão e rotação do punho, confeccionada a partir da impressão 3D. O objetivo final foi obter uma prótese em que um paciente amputado opere e consiga manipular diferentes objetos. O sistema é composto por um bracelete eletromiográfico não invasivo com eletrodos secos para a aquisição e filtragem do sinal mioelétrico; um microprocessador embarcado com a amostragem, caracterização do sinal e controle da prótese; e por uma mão feita com impressão 3D acionada por dois servomotores com dois graus de liberdade. A mão biônica, após sua impressão e montagem, conseguiu atingir bons resultados, porém após discussões decidiu-se pela modelagem de uma garra de 2 ou 3 dedos por trazer melhorias em pontos como precisão, tempo de reação e facilidade de alterações na modelagem em si.

Palavras-chave: Impressão 3D, Prótese mioelétrica, Prótese 3D.



## ABSTRACT

VIANA, M. M. **Development of a Mechanical Prototype of Myoelectric Prosthesis for Upper Limb**. 2023. Master (Dissertation) – São Carlos School of Engineering, Faculty of Medicine of Ribeirão Preto and Institute of Chemistry of São Carlos of University of São Paulo, São Carlos, 2023.

The use of prostheses in the population has been increasing in the world over the centuries. However, its use in practice still faces many challenges, such as unsatisfactory functionality, high cost of commercial models and esthetics. Considering these aspects, this project proposed the development of a mechanical prosthesis prototype for the replacement of an amputated upper limb, controlled by a myoelectric signal that performs the open/close movements of the hand and rotation of the wrist, made from 3D printing. The ultimate goal was to obtain a prosthesis on which an amputee can operate in order to manipulate different objects. The system consisted of a non-invasive electromyographic bracelet with dry electrodes for acquiring and filtering the myoelectric signal; an embedded microprocessor with sampling, signal characterization and prosthesis control; and by a hand made with 3D printing driven by two servomotors with two degrees of freedom. The bionic hand, after printing and assembly, managed to achieve good results, but after discussions it was decided to model a claw with 2 or 3 fingers per bring improvements in points such as precision, reaction time and ease of changes to the modeling itself.

Keywords: 3D printing, Myoelectric prosthesis, 3D prosthesis.



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Níveis de amputação .....	14
Figura 2 – Diferenças entre materiais disponíveis para impressão 3D .....	18
Figura 3 – Classificação de tipos de próteses .....	19
Figura 4 – Sistema completo com bracelete eletromiográfico e prótese tipo garra .....	24
Figura 5 – Área de impressão com múltiplas peças .....	25
Figura 6 – Montagem do braço .....	26
Figura 7 – Montagem da mão .....	27
Figura 8 – Esquema do encaixe de uma prótese no braço do paciente .....	28
Figura 9 – Encaixe da prótese com ajuste por meio de cordas .....	28
Figura 10 – Modelo do protótipo montado .....	29
Figura 11 – Posicionamento inicial dos atuadores .....	30
Figura 12 – Protótipo segurando uma garrafa .....	30
Figura 13 – Protótipo do tipo garra com 2 dedos .....	32
Figura 14 – Protótipo do tipo garra com 3 dedos .....	33
Figura 15 – Malha gerada sobre o modelo .....	34
Figura 16 – Simulação de malha aplicada no modelo .....	35



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Ensaio de tração .....	16
Tabela 2 – Peças necessárias para prototipagem .....	25
Tabela 3 – Comparação com casos da literatura .....	31





## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DOF – Graus de Liberdade (Degrees Of Freedom)

SUS – Sistema Único de Saúde

PLA – Poliacido Láctico ou Ácido Polilático

ABS – Acrilonitrila Butadieno Estireno

TA – Tecnologia Assistiva

3D – Tridimensional

AC – Antes de Cristo



## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	13
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	17
3 OBJETIVOS.....	21
4 METODOLOGIA.....	23
4.1 Medição.....	23
4.2 Sistema mioelétrico acoplado no protótipo para teste de funcionalidade.....	23
4.3 Prótese.....	24
5 RESULTADOS.....	29
6 CONCLUSÃO.....	37
7 REFERÊNCIAS.....	39
8 BIBLIOGRAFIA.....	43



## 1 INTRODUÇÃO

A mão humana, encontrada na zona mais distante dos membros superiores, é uma das estruturas mecânicas mais complexas do corpo humano. Com 23 graus de liberdade (*Degrees Of Freedom [DOF]*), possui 27 ossos e 17 articulações e é capaz de se mover de formas variadas utilizando a palma e os dedos, permitindo assim sua adaptação a várias formas e objetos (FONSECA, 2021; FERREIRA NETO, 2017).

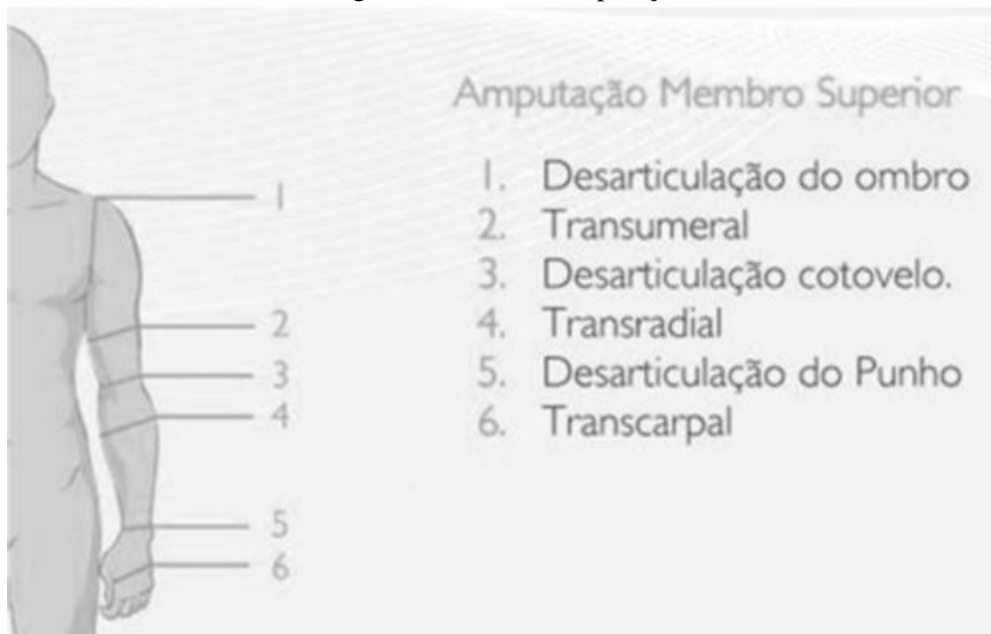
A amputação das mãos, seja por lesão traumática, doença ou defeito congênito, tem impacto na qualidade de vida nos âmbitos social psicológico e ambiental. Devido à sua funcionalidade e uso generalizado na vida diária, como na comunicação, manipulação de objetos e sensações. No Brasil, em torno de 46 milhões de pessoas possuem algum tipo de deficiência, sendo dessas 2,3% deficiência motora (INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA, 2010; SMITH, 2006).

O termo "amputação" refere -se à remoção cirúrgica de um membro em sua totalidade ou em parte. Esta é uma das soluções médicas muito utilizadas em casos como lesões, doenças, infecções, tumores e/ou anomalias genéticas. Porém, diferente do que muitos pensam, a amputação é um ato de restauração de um membro enfermo e não uma mutilação. O cenário da amputação afeta não apenas o estado físico do usuário e a ausência de função do membro amputado, mas também o estado psicológico do paciente e o processo de recuperação (CUNHA, 2002; PONTIM, 2018).

Segundo dados do SUS, no Brasil, são efetuadas, todo ano, mais de 50 mil cirurgias de amputação; destas, cerca de 7 mil são realizadas em membros superiores. As amputações mais comuns dos membros superiores são as transradiais, realizadas entre o punho e o cotovelo. Apesar do comprimento do membro residual ter impacto na movimentação, os pacientes com esse nível de amputação apresentam alta taxa de aceitação da prótese após a cirurgia (FITZGIBBONS; MEDVEDEV, 2015; PONTIM, 2018; SOLARZ; THODER; REHMAN, 2016).

Para que a prótese atenda às necessidades de cada paciente, é necessário, primeiramente, conhecer o nível de amputação do mesmo. Os níveis são definidos de acordo com o local da amputação. (FONSECA, 2021). A Figura 1 mostra os níveis de amputação do membro superior:

Figura 1: Níveis de amputação



Fonte: Xavier (2016)

De acordo com Xavier (2016), o nível de amputação nos indica se o paciente pode ou não usar uma prótese mioelétrica, pois há uma necessidade da captação de sinais mioelétricos no controle de movimentos.

O nível de funcionalidade da prótese está associado ao número de graus de liberdade possíveis. Mais DOFs precisam da medição do sinal mioelétrico em mais pontos, dificultando o treinamento muscular específico para o membro residual. Sendo assim, uma garra com duas ou três hastes que manipula objetos com precisão, seria a escolha mais simples e eficaz (BULLOCK; FEIX; DOLLAR, 2015). Porém, devido à alta taxa de pacientes que abandonam seu uso, em torno de 90%, a reprodução das características físicas da mão se tornou um fator imprescindível a ser considerado no desenvolvimento de próteses, sejam elas ativas ou passivas (KUNKEL et al., 2019; SCHOLTEN et al., 2017).

A rejeição da prótese por parte do paciente ocorria, principalmente, devido a produção como uma escala industrial, não quantitativamente, mas pela produção de próteses iguais, padronizadas, sem levar em consideração a anatomia de cada um; nos dias atuais o desconforto e estética são os principais pontos do desuso. Uma pessoa, seja amputada ou não, possui características que diferem umas das outras, sejam elas deformidades, articulações mais alongadas ou não, cicatrizes, e, para o desenvolvimento de uma boa prótese, é necessário o estudo e análise delas, assim como da quantidade de

funções remanescentes, além de ser um ponto importante para a reabilitação do paciente (CAMARGO, 2008; SMAIL et al., 2021).

A necessidade de se obter uma prótese mais customizada acarretou na ideia do uso da impressão tridimensional (3D), também denominada de manufatura aditiva, para sua produção. A impressão 3D, caracteriza-se pela produção de objetos físicos a partir de modelagem computadorizada. Essa tecnologia já existe há mais de 30 anos, mas nos últimos 10 anos vem se tornando cada vez mais popular e acessível (MORIMOTO et al., 2021).

A impressora 3D começou como uma ferramenta de uso industrial, porém, nos últimos anos, houve uma mudança de foco, se tornando um item popular usado nas grandes áreas da saúde e educação, por possuir a versatilidade para se adaptar a projetos que possuem a necessidade de uma customização mais extrema. Cada vez mais médicos e cirurgiões tem usado a tecnologia 3D para o desenvolvimento de órteses, próteses e biomodelos, para ensino, planejamento e treinamento cirúrgico. Tendo em vista que tais modelos dependem de medidas e condições de cada indivíduo (KUNKEL et al., 2019; RODRIGUES JÚNIOR et al., 2018).

Nos anos 90, houve um avanço nos estudos quanto ao uso da tecnologia 3D para desenvolvimento de próteses de membros e órgãos do corpo humano. O primeiro registro do uso de prótese 3D foi quando o cientista Anthony Atala imprimiu uma bexiga onde depôs células, a fim de que as mesmas gerassem um novo tecido no formato desejado, para poder implantar no paciente. (MAHA, 2022).

A popularização da impressão 3D tornou essa tecnologia amplamente aplicável, por sua habilidade de customização, se tornou uma ferramenta essencial para o ramo da tecnologia assistiva (TA), onde a complexidade anatômica, cinesiologia e biomecânica de cada paciente podem ser consideradas para confecções adaptadas com medidas mais precisas para cada caso, como as próteses (RODRIGUES JÚNIOR et al., 2018).

O uso de próteses é um método conhecido para substituir um membro ou órgão perdido. A protetização tem como objetivo principal conceder ao paciente uma maior independência, além de melhorar a autoestima e convívio social. A substituição de membros pode ser específica para uma atividade, ter multifunções ou simplesmente por estética. Englobando essas características temos as próteses mioelétricas que são próteses ativas, além de serem não invasivas. Porém para o uso da mesma, é preciso levar em consideração as condições, principalmente, físicas do paciente (HAIDUK, 2018; PEREIRA, 2016; PONTIM, 2018).

Atualmente, existem muitas empresas que comercializam diversos tipos de próteses. Considerando que a prótese mioelétrica é a preferida pelos pacientes com amputações transradiais (66% dos pacientes), pergunta-se por que elas ainda são pouco utilizadas. No Brasil, isso é causado pelo alto custo, dificuldade de acesso a reabilitação, dificuldades de adaptação do paciente, estética, desconforto, entre outros (FITZGIBBONS; MEDVEDEV, 2015).

Os modelos comerciais das próteses mioelétricas podem custar de R\$80 a R\$500 mil dependendo do nível de amputação e recurso tecnológico, e, são geralmente de origem estrangeira, dificultando ou até mesmo inviabilizando o acesso de vários pacientes as estas tecnologias (OTTOBOCK, 2020; POLIS et al., 2009).

O alto custo dos componentes mioelétricos, nas próteses mais sofisticadas comercializadas, está ligado à sua complexidade e nível de tecnologia, Além de que os modelos disponíveis no Brasil são importados e o custo associado à reabilitação, por ser um processo demorado, dificulta ainda mais o uso. Um custo reduzido pode ser adquirido utilizando impressão 3D junto à tecnologia nacional em seu desenvolvimento. (MORAIS, 2019).

Segundo estudos realizados na Universidade Anhembi Morumbi, foram feitos ensaios para atestar qual dos principais materiais usados para impressão 3D seria mais viável na estruturação de uma prótese. Como mostra a tabela 1, o material mais indicado é o PLA (Poliácido Láctico ou Ácido Polilático) por suas características no ensaio de tração, além de que, o ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno), se não usado corretamente, pode acarretar em doenças ao longo prazo. Os testes feitos em corpos de prova trouxeram uma melhor estabilidade do PLA para o âmbito de uma prótese (SOUZA et al., 2022).

Tabela 1: Ensaio de Tração

<b>Propriedades</b>	<b>PLA</b>	<b>ABS</b>
<b>Tensão de Escoamento</b>	24,8 MPa	14,7 MPa
<b>Modulo de Elasticidade</b>	1896,0 MPa	1335,9 MPa
<b>Tensão de Ruptura</b>	46 MPa	29 MPa
<b>Alongamento</b>	3,68%	7,08%

Fonte: Borges et al. (2019)



## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Nos anos 80, Charles Hull nomeou como estereolitografia um método de obtenção de um objeto 3D por meio da impressão em camadas de um mesmo material, popularmente conhecido como impressão 3D. Após as patentes expirarem, o mercado 3D se abriu para projetos *open source* (código aberto), o que ajudou na construção de impressoras caseiras, tornando mais fácil o acesso a essa tecnologia, que logo se tornou popular como ferramenta para educação (HAIDUK, 2018).

A impressora 3D age de forma antagônica a uma ferramenta de usinagem, enquanto a usinagem retira material para obter formato desejado, a impressão 3D tem como objetivo a deposição em camadas por meio da extrusão plástica, se movimentando pelos eixos cartesianos X, Y e Z, para se adaptar afim de depositar o material na posição programada. Suas principais partes são: um bico extrusor, que desliza sobre o eixo X, uma mesa, em que seu tamanho define o espaço de impressão e desliza pelo eixo Y e o terceiro eixo, o Z permite a regulagem de altura. O movimento nos eixos é regulado por motores de passo e um circuito eletrônico integrado que controla as temperaturas tanto do extrusor quanto da mesa (AZEVEDO, 2013).

O tipo de manufatura utilizado na impressão 3D tem como vantagens a possibilidade da fabricação de formas complexas, determinação da densidade das peças antes de serem impressas, rapidez, leveza, customizável, além dos materiais, comumente usados, serem resistentes e de baixo custo (SILVA; MAIA, 2014).

Há uma gama de materiais que podem ser usados para a impressão 3D, variando entre polímeros, metais, cerâmicas e biomateriais. A mistura de dois ou mais materiais é bastante comum na área da saúde, na intenção de desenvolver um material biocompatível, que possa ser utilizado sem agredir o organismo humano. Dos materiais mais utilizados na impressão 3D, estão a resina sintética a base de petróleo, conhecida como ABS e o biopolímero a base de amido, conhecido como PLA. Na figura 2 é possível ver os diferentes materiais (RODRIGUES JÚNIOR et al., 2018).

Figura 2: Diferenças entre materiais disponíveis para impressão 3D



Fonte: Prusa3d (2017)

A impressão 3D tem sido cada vez mais usada em diversas aplicações na área médica. Devido à fácil customização, rapidez e possibilidade de uso de diferentes materiais, muitos cirurgiões ortopédicos viram na impressão, uma solução simples para órteses e próteses customizadas, respeitando a região de amputação e mobilidade do membro residual. Além de devolver a independência funcional do paciente (FIGUEIREDO; CESAR, 2022).

O estudo do uso da tecnologia 3D para próteses se iniciou nos anos 90, porém, foi só em 2008 que a primeira prótese 3D para membro foi desenvolvida, esta foi para uma perna. A utilização da impressão para substituição do membro superior aconteceu anos depois, em 2011, quando um carpinteiro sul-africano se juntou a um inventor norte americano e desenvolveu um protótipo de prótese de mão (OHARA, 2017).

Os registros de próteses datam 500 anos AC (antes de Cristo). No século XV houve um grande avanço nos projetos das mesmas, no período das grandes guerras as próteses eram utilizadas para substituir membros de cavaleiros, piratas e soldados que foram decepados durante a batalha. As próteses até então eram fixas e mantinham o posicionamento para segurar uma espada ou arma e assim, aqueles que as usavam podiam voltar à guerra (HAIDUK, 2018; ZUO; OLSON, 2014).

Com o avanço das tecnologias, está se tornando cada vez mais importante distinguir entre próteses apenas estéticas (passivas) e próteses funcionais (ativas). Enquanto as primeiras são apresentadas e utilizadas para efeitos puramente visuais e para preencher a ausência de um membro, as segundas permitem que o paciente execute tarefas diárias, bem como tarefas mais complicadas (FONSECA, 2021).

As próteses passivas laborais eram próteses usadas com ferramentas em sua parte distal, como martelo, gancho, alicate. Tinham como objetivo trazer o amputado de volta para o trabalho. As próteses ativas, possuem alguma mobilidade controlada pelo paciente, esses movimentos podem se dar devido a própria força do paciente ou a uma força externa (HAIDUK, 2018).

O dentista alemão Peter Baliff, em 1818, foi o pioneiro em sua área, propondo uma prótese com mecanismos de ativação usando a própria força do membro residual do amputado. Porém, a teoria para próteses ativas externamente só foi explorada 100 anos depois, em 1919, quando foi lançado o livro alemão *Ersatzglieder und Arbeitshilfen für Kriegsbeschädigte u. Unfallverletzte* (Próteses e auxílios para aleijados de guerra e feridos em acidentes) que continha designs conceituais. Em 1948, Reinhold Reiter, estudante de física na Universidade de Munique, inventou o primeiro dispositivo mioelétrico; já em 1960, Alexander Kobrinski, um cientista russo, desenvolveu o primeiro modelo de uso clínico (ZUO; OLSON, 2014).

Os sinais elétricos emitidos pelas contrações do membro amputado são enviados para os dispositivos associados às próteses para controlá-las. Com a obtenção do sinal, o sistema de controle da prótese aciona servomotores programados para realizar o movimento desejado (HAIDUK, 2018).

Com o desenvolvimento de diversos tipos e modelos de próteses, objetivando cada vez mais funcionalidades, foi necessário um modo de classificação. Dentre elas, a mais adotada é feita por meio de níveis de funcionalidade, tipo de construção e fonte de energia, como é possível observar na Figura 3 (FERREIRA NETO, 2017).

Figura 3: Classificação de tipos de próteses



Fonte: Ferreira Neto (2017)

Nos últimos anos, o foco do desenvolvimento de próteses mudou para obter uma maior funcionalidade e um formato mais humano, com os objetivos de melhorar a interface paciente/prótese através do controle mioelétrico e sensoramento tátil, e diminuir a taxa de rejeição. O atual estado da arte é chamado de próteses biônicas, são modelos com 5 dedos que se movimentam de forma independente, mantendo movimentos parecidos com uma mão saudável, o mecanismo dos dedos refere-se ao sistema mecânico que interage com o ambiente durante a apreensão de objetos; o atuador fornece força ao mecanismo para executar o movimento ou manter a força para segurar um objeto; o soquete, feito sob medida, para fixação; o punho pode ser removível ou fixo, permitindo uma variação de extremidade (MARKUS, 2021; SAUDABAYEV; VAROL, 2015).

As próteses mais atuais visam uma maior proximidade à mão humana nos quesitos funcionalidade e aparência, ainda assim, os modelos mais utilizados são do tipo garra com 1 ou 2 DOFs. A preferência por um modelo mais simples é explicada pela praticidade na execução de tarefas, peso, alta durabilidade e baixo custo (BELTER et al., 2013).

O desenvolvimento de um protótipo mecânico de prótese mioelétrica envolve tamanho, peso, e nível de funcionabilidade; também envolve implementação de sistemas de aquisição, processamento e caracterização do sinal (CHOWDHURY et al., 2013).

Próteses de formato humano trazem consigo alguns obstáculos; quanto mais DOFs, e mais dedos, significa mais material interno, maior custo e maior peso. Com o objetivo de reduzir ambos, atuadores menores e mais baratos têm sido usados, o que interfere na força que a prótese possui, devido ao baixo torque (MARKUS, 2021).

A força muscular, é definida como a habilidade do músculo resistir ou produzir força. Para o processo de avaliação da força da mão humana se faz necessário o uso de instrumentos categorizados em quatro tipos: pneumáticos, hidráulicos, extensômetros e mecânicos. O mais comum é o dinamômetro, que possui um sistema hidráulico e fácil leitura direta dos resultados. Os modelos comerciais atingem a força requerida para as atividades do dia-a-dia (mínimo de 68N), porém em comparação com uma mão saudável, até os modelos mais fortes, ainda são muito defasados (HAIDUK, 2018; RIET et al., 2013).

O peso de um dispositivo é um dos fatores mais importantes na determinação do conforto. No entanto, os dispositivos mioelétricos disponíveis têm um excesso de peso

em relação ao corpo humano (cerca de 400g). As próteses disponíveis, comercialmente, não possuem ampla aplicação, devido, principalmente, ao alto custo associado (BELTER et al., 2013; RIET et al., 2013).

Embora a prótese mioelétrica seja uma solução eficaz para um paciente amputado, a taxa de rejeição da mesma ainda é muito alta, seja por estética, custos elevados, força, peso, precisão, ou por falta de acesso à reabilitação. A implementação da prótese 3D vem reduzindo tais fatores, pois é customizável, no sentido e formato e cor, é leve, possui um baixo custo associado além de força, precisão e funcionalidade poderem ser ajustadas a depender dos atuadores e da programação (CAMARGO, 2008; KUNKEL et al., 2019; SCHOLTEN et al., 2017).

### 3 OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento da parte mecânica de um protótipo de prótese mioelétrica com 2 DOFs para membro superior, mantendo um custo acessível, visando a aplicação clínica.



## 4 METODOLOGIA

O sistema da prótese mioelétrica é formado por três partes, são elas: eletrodos, utilizados na medição do sinal mioelétrico; microcontrolador, utilizado para classificar, controlar e armazenar os dados coletados; e a prótese em si, formada pela mão biônica e motores acoplados (MORAIS, 2019).

### 4.1 Medição.

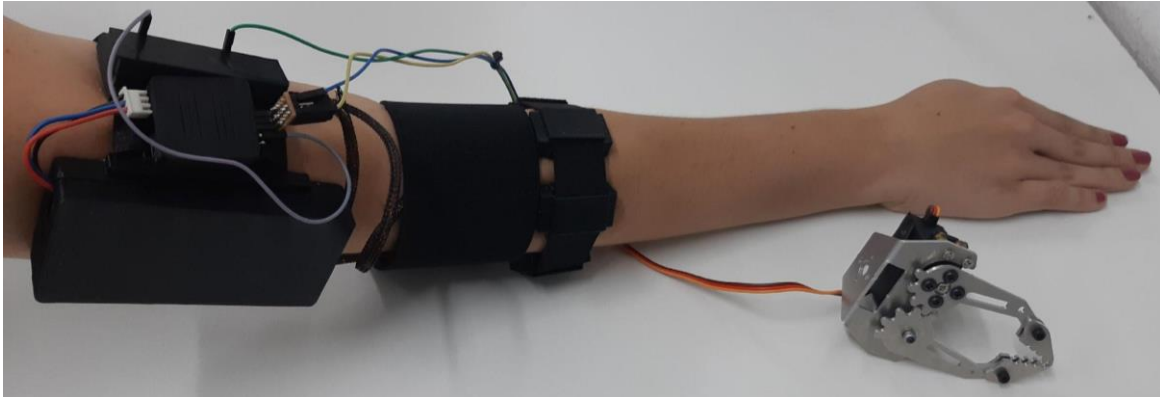
O sinal mioelétrico é o conjunto de sinais elétricos gerados na contração dos músculos e controlados pelo sistema nervoso. O sistema nervoso controla a contração e o relaxamento de toda a atividade muscular, dependendo assim das propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos do paciente. As medidas envolvem tensões em níveis muito baixos. Essa medição foi feita por meio de um conjunto de eletrodos secos, ativos diferencial, bipolar, de superfície, não invasivos. Os eletrodos de leitura devem ser posicionados na região central longitudinal do músculo, alinhados paralelamente ao comprimento das fibras musculares, enquanto o eletrodo de referência deve estar altamente aderido à pele, em um tecido eletricamente neutro, como uma proeminência óssea (DE LUCA, 2002; FONSECA, 2021; SOUSA; SOUZA; ROMERO, 2006).

### 4.2 Sistema mioelétrico acoplado no protótipo para teste de funções.

Morais (2019) montou um protótipo inicial do circuito de aquisição do sinal mioelétrico que foi testado por um grupo de voluntários composto de amputados transradiais, de ambos os sexos, com idade entre 18 e 55 anos. Uma única bateria de 9V alimentou o sistema, mantendo assim o tamanho e peso reduzidos. Os componentes escolhidos foram acionados com baixa tensão garantindo a economia de energia. Esse circuito foi desenvolvido e aprimorado a partir de trabalhos anteriores de parceiros.

O acionamento da prótese para abrir e fechar a mão foi feito usando apenas um canal de medição do sinal mioelétrico nessa versão. O sistema pode ser visto na Figura 4 a seguir.

Figura 4: Sistema completo com bracelete eletromiográfico e prótese tipo garra



Fonte: Morais (2019).

O microcontrolador STM32 opera em ciclos contínuos, para cada intervalo medido foi então calculado o módulo do sinal e subtraído o nível DC (*direct control*). A intensidade do sinal por janela foi então obtida pela soma do sinal retificado. Dois limiares de intensidade,  $\tau_1$  e  $\tau_2$ , operam a movimentação da mão. Vale também ressaltar que os limiares devem ser ajustados por usuário segundo o nível da linha base do ruído (MORAIS, 2016).

A simplicidade operacional do algoritmo favoreceu uma rápida resposta da prótese à intenção de movimento do usuário. Esse foi o sistema elétrico acoplado no protótipo mecânico atual para teste de funcionalidade.

#### 4.3 Prótese.

A introdução da impressão 3D tem como intenção obter um desenvolvimento com baixo custo, mais leve, resistente, além de ser mais personalizável e com um procedimento rápido quando comparado com as demais. Para o desenvolvimento de uma prótese em uma impressora 3D, foram avaliados quais os materiais mais vantajosos e suas características essenciais, o projeto tridimensional foi desenvolvido com base no braço disponibilizado pelo *inmoov*, com adaptações para melhor ajuste, impresso em PLA. (INMOOV, 2022)

Para imprimir uma peça, primeiro a impressora esquenta o bico até em torno de  $187^{\circ}\text{C}$  e a mesa até  $58^{\circ}\text{C}$ , tais temperaturas podem variar de acordo com o modelo da impressora, o material usado ou até mesmo a cor do material, pois a variação de cor influencia nos componentes químicos, que pode alterar a temperatura necessária para seu derretimento. Antes de iniciar o processo de impressão deve-se sempre realizar o



nivelamento da mesa, o desnível pode acarretar erros na peça ou até causar danos na impressora em si.

Após análise da lista de peças para mão e antebraço foram definidas quais seriam necessárias para impressão, separando por parte do “corpo”. A Tabela 2 mostra quais peças e suas quantidades utilizadas nesse trabalho:

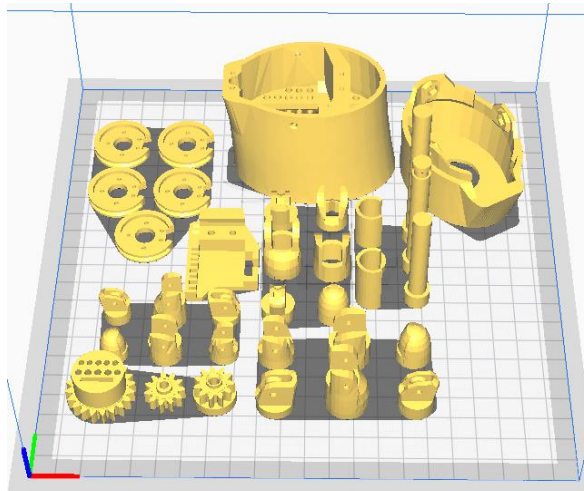
Tabela 2: Peças necessárias para prototipagem.

<b>Dedos</b>	<b>Punho</b>	<b>Mão</b>	<b>Braço</b>	<b>Uso Geral</b>
1x Thumb5	1x rotawrist2	1x WristlargeV3	1x robpart2	Parafusos
1x Index3	1x rotawrist3	1x WristsmallV3	1x robpart3	Porcas
1x Majeure3	1x WristGears	1x topsurface	1x servo-pulley	Nylon de pesca
1x Auriculaire3	1x CableHolder	1x Bolt_entretoise	1x rotawrist1	Arame
1x RingFinger3	Wrist	1x coverfinger		Cabo de aço

Fonte: Própria.

Para a confecção da mão e braço, foi impresso o modelo de braço do *inmoov*, na impressora 3D *Creality Ender 3*. Com o intuito de otimizar o tempo, foram adicionadas várias peças simultaneamente como mostra na Figura 5. Após a impressão e processo de acabamento de todas as peças, foi iniciada a montagem do protótipo, impressões que são repartidas em vários componentes precisam seguir uma linha de montagem para finalização.

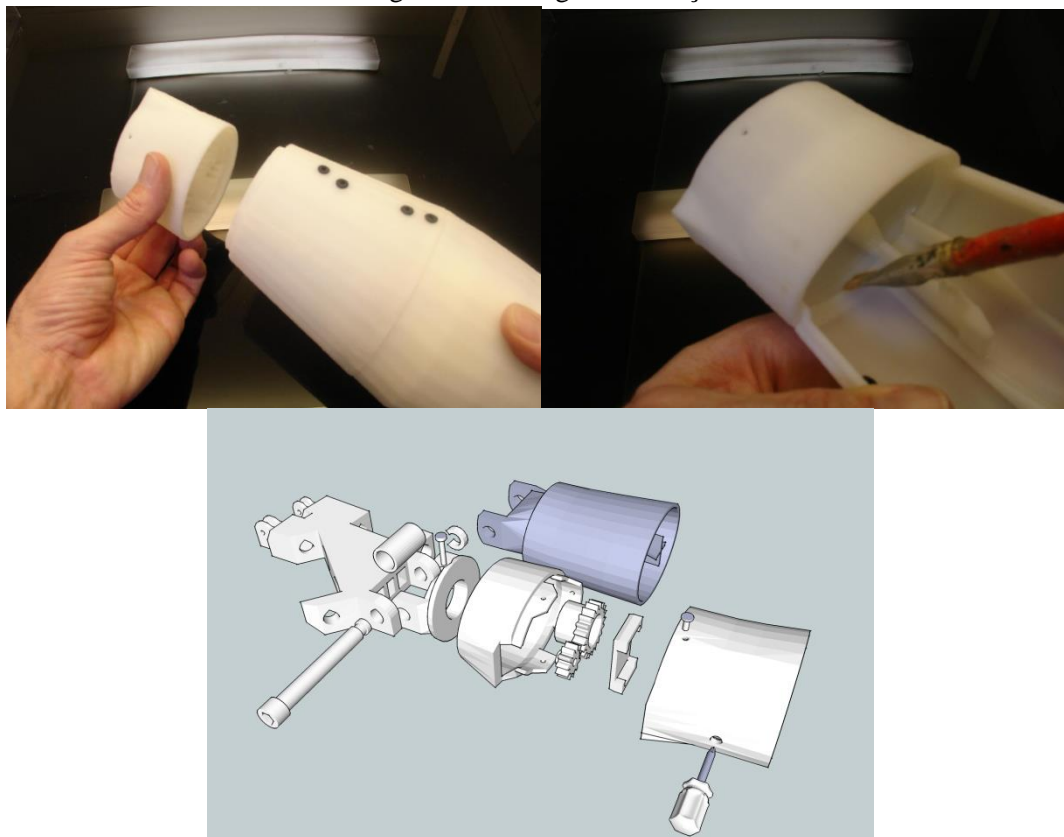
Figura 5: Área de impressão com múltiplas peças



Fonte: Própria

A montagem se iniciou na parte do braço, usando de super cola e parafusos quando necessário. A Figura 6 ilustra parte da montagem. No desenho, o que está em cinza representa as partes do punho e braço já encaixadas e pronta para acoplar a mão.

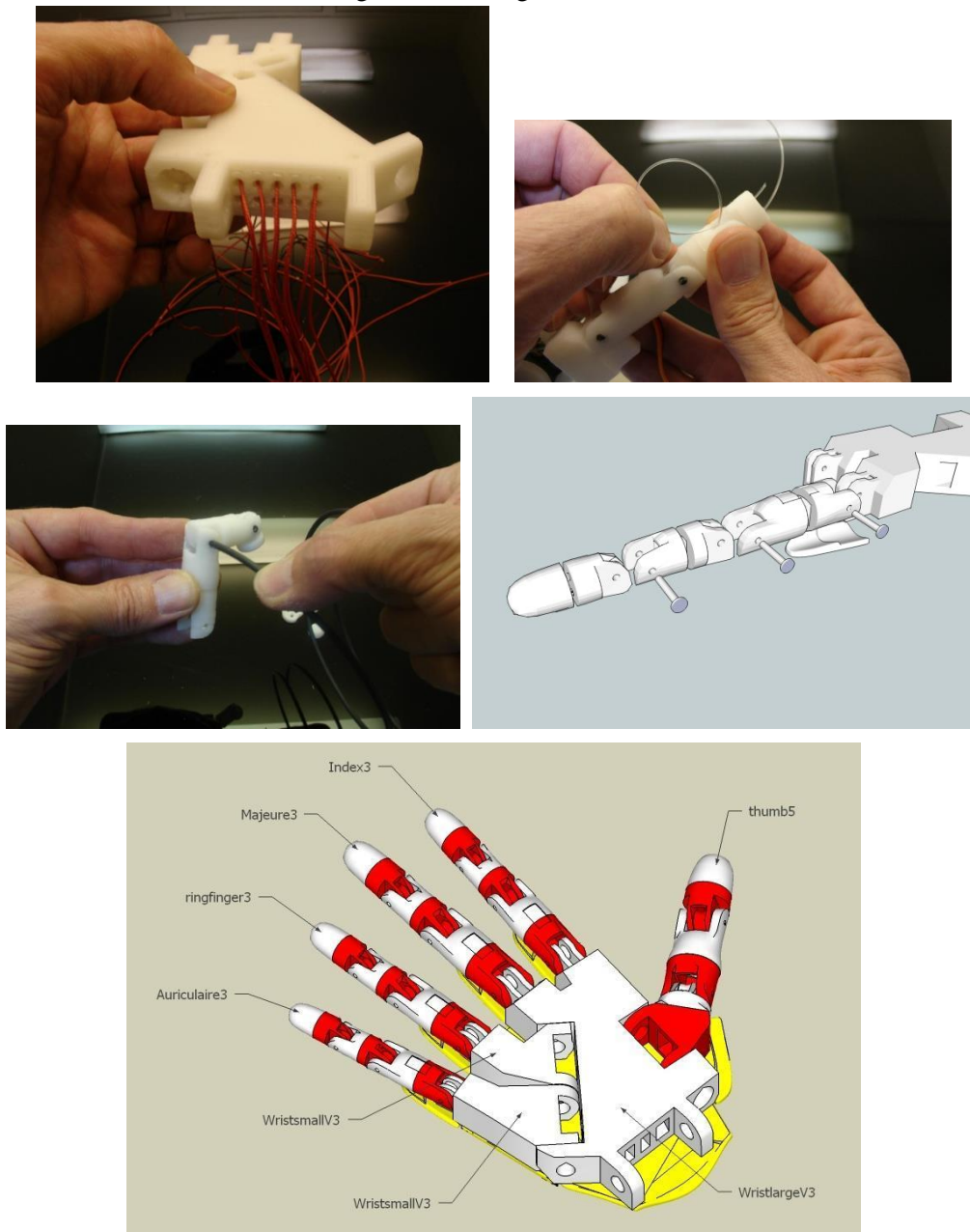
Figura 6: Montagem do braço



Fonte: Inmoov (2022)

A montagem da mão em si passou por um processo diferente, pois foi necessário inserir cabos por cada dedo para que os movimentos de abrir e fechar pudessem ser feitos, como também os filamentos para as articulações. O cabo usado para a movimentação dos dedos foi nylon de pesca, por ser resistente a tração, ele deve passar por dentro da peça que representa a palma, indo dois pedaços para cada dedo até sua extremidade, onde foram fixados com nós ou, se necessário, super cola. Para as articulações foram utilizados cabo de aço e arame, como na imagem, para que os dedos pudessem fechar e abrir. A Figura 7 traz a montagem e representação final da mão.

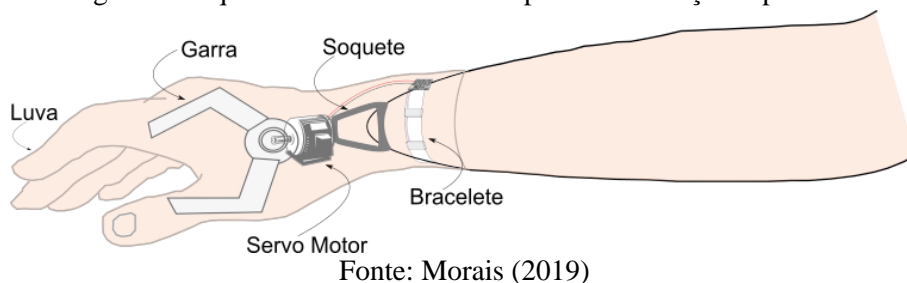
Figura 7: Montagem da mão



Fonte: Inmoov (2022).

A prótese é encaixada ao braço do paciente por meio de um soquete. Ela possui 2 DOFs que permitem os movimentos de abrir e fechar da mão e rotação do punho. Os dispositivos atuadores são dois servomotores MG996R integrados à mão biônica e conectados ao microcontrolador. Na Figura 8 podemos ver como uma prótese se encaixa ao braço.

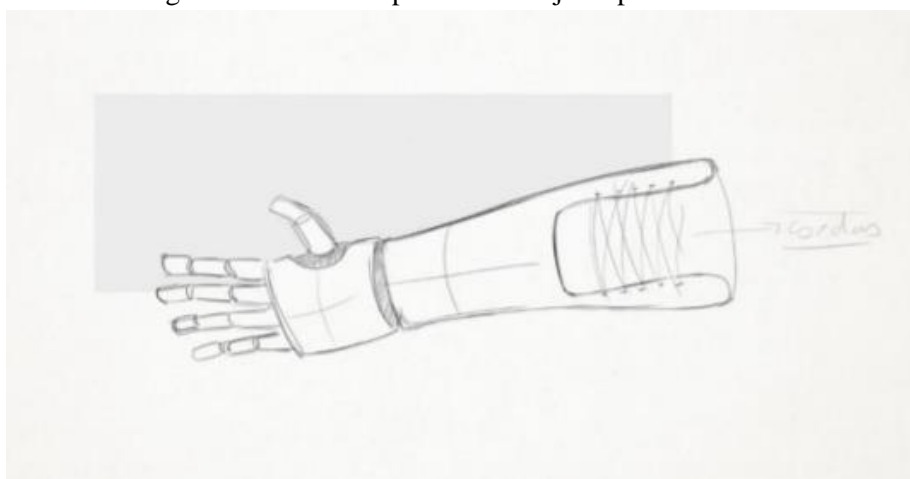
Figura 8: Esquema do encaixe de uma prótese no braço do paciente



Tendo em vista todos os materiais que se fazem necessários para o funcionamento da prótese, o peso e suportes internos, foi avaliada a possibilidade de uma prótese na qual todas as partes eletromecânicas estariam posicionadas internamente, ou seja, o desenvolvimento de um protótipo mecânico com um peso ideal, aumentando o conforto ao paciente, com custos reduzidos.

O soquete, com forma semelhante ao membro para proporcionar um maior conforto no encaixe da mão, deve ser desenvolvido a partir de um molde do coto do paciente para melhorar a estabilidade. É possível também utilizar cordas para fixação que facilitem o ajuste sem haver a necessidade do paciente escanear ou tirar um molde do coto para construir um soquete, além de ser algo fácil de se comprar, (MAYER, 2018) como mostra a Figura 9.

Figura 9: Encaixe da prótese com ajuste por meio de cordas



## 5 RESULTADOS

Usando uma impressora 3D *Creality Ender 3*, disponibilizada pela autora, o protótipo 3D foi impresso e montado como é possível ver na Figura 10, fazendo adaptações para que todos os componentes permanecessem dentro da prótese. Nessa configuração, apenas os eletrodos ficam de forma móvel para melhor adaptação e conforto do paciente.



Fonte: Própria.

No processo de montar o protótipo houve algumas discussões que foram avaliadas para melhor performance, como: necessidade do braço completo, uma vez que o modelo de base possuía a modelagem do braço até o cotovelo, porém para uma prótese transradial só será usado o modelo até o meio do antebraço, sendo assim desnecessária a impressão do todo; posicionamento do sistema interno, a princípio, os motores estão posicionados no punho e início do braço, como mostra a Figura 11, porém ainda há testes sendo feitos para definir as posições de todo o sistema eletromecânico.

Figura 11: Posicionamento inicial dos atuadores

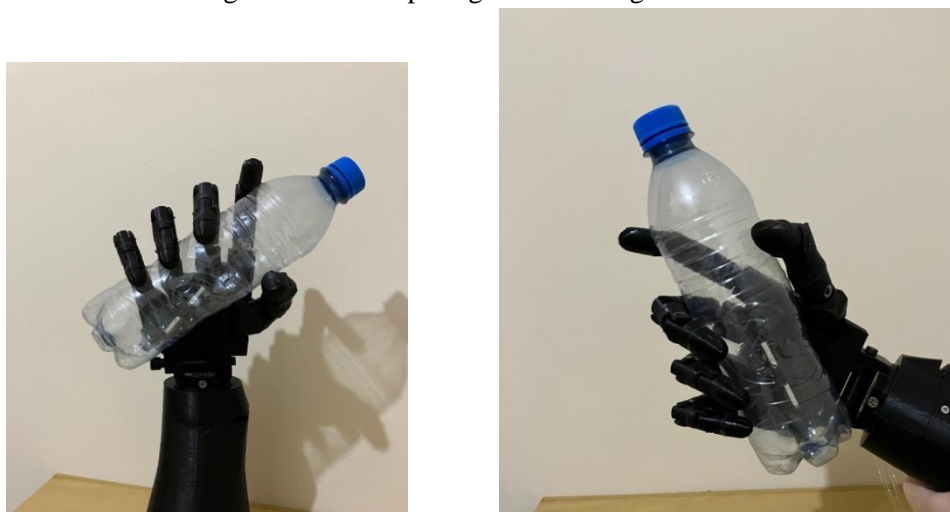


Fonte: Própria

Durante a montagem, foram acoplados à mão de forma ainda provisória, os dispositivos atuadores definidos anteriormente, para que a implementação do sistema mioelétrico, descrito no item 4.2, pudesse ser feita e o protótipo testado. Foram avaliadas todas as articulações e DOFs desejados, constatando seu funcionamento de forma satisfatória.

O teste de funcionalidade do protótipo consistiu na movimentação de dois DOFs, sendo eles o movimento de rotação do punho e o movimento de abrir e fechar dos dedos. Tais graus de liberdade são essenciais no dia a dia, por deixar a movimentação mais fluida e não tendo assim a necessidade de virar o braço inteiro para uma tarefa simples como servir um copo d'água. A Figura 12 mostra a mão biônica segurando uma garrafa.

Figura 12: Protótipo segurando uma garrafa



Fonte: Própria.

O protótipo da mão biônica teve um custo em torno de R\$500,00 para sua impressão e montagem. Nesse valor, está incluso: o filamento para impressão; os servomotores acoplados; parafusos e porcas; energia elétrica gasta para a impressão; todos os filamentos utilizados na montagem; incluindo também custos associados ao desgaste da impressora e tempo para confecção e montagem final. Tal valor, ao se comparar com modelos comerciais disponíveis no Brasil, os quais variam na casa do milhar, comprovam que a produção de uma prótese personalizada não precisa, necessariamente, possuir alto custo.

Apesar dos testes com a mão apresentarem resultados satisfatórios foram encontrados alguns gargalos na execução, já que usando apenas dois DOFs, a mão se restringe, a movimentação fica limitada, o que reduz a precisão. Uma mão que possui o movimento de abrir e fechar dos dedos em simultâneo não consegue segurar um objeto menor que uma bola de tênis, trazendo assim desvantagens para tal uso.

As pesquisas sobre o tema demonstram que a maioria dos casos de amputação são do tipo transradial, porém os estudos de próteses se limitam, em sua maioria, a desarticulação do punho como foco principal. A Tabela 3, demonstra alguns dos trabalhos de próteses, comparando nível de amputação, controle e material. Essa informação demonstra a importância de estudos mais abrangentes e melhorias constantes nos casos já existentes. Com isso, discussões foram feitas abordando melhoria de funcionalidades.

Tabela 3: Comparação com casos da literatura.

///////	Viana (Próprio)	Haiduk	Ferreira Neto	Rodrigues Junior et al.
<b>Controle</b>	Mioelétrico	Elétrico	Elétrico	Mioelétrico
<b>Material</b>	PLA	ABS	ABS	PLA
<b>Nível de Amputação</b>	Transradial	Desarticulação do Punho	Desarticulação do Punho	Desarticulação do Punho

Fonte: Própria.

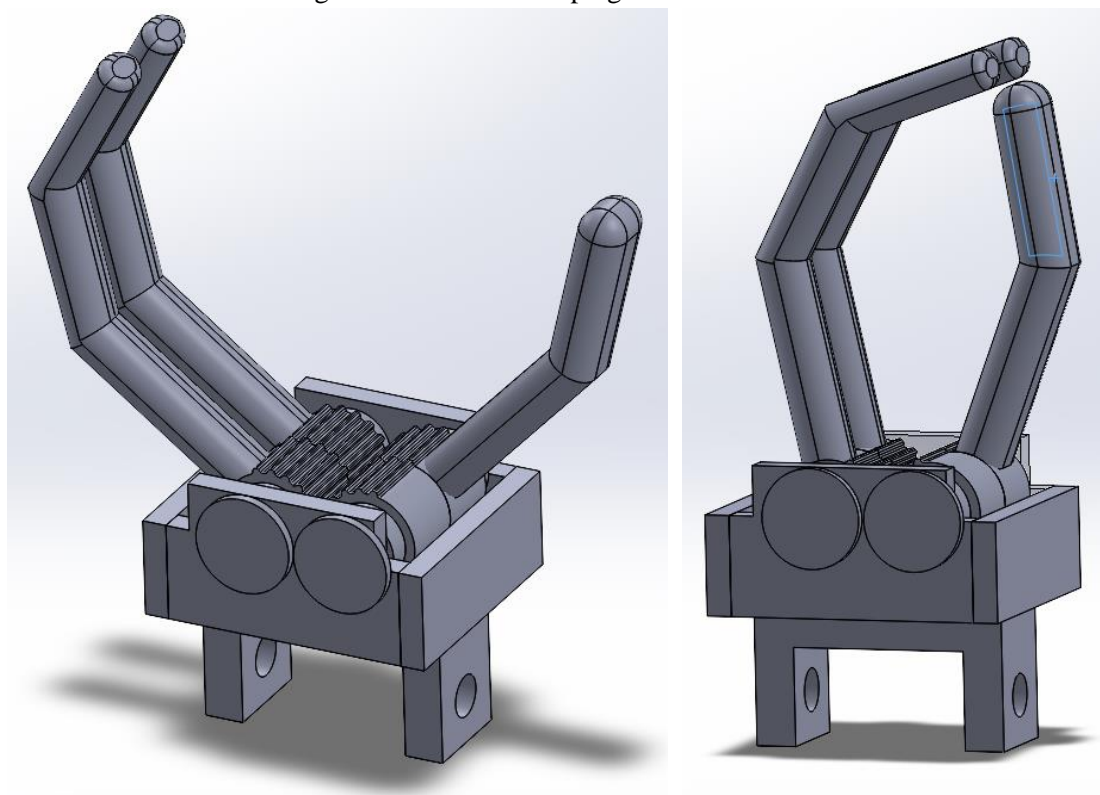
Após alguns testes, as discussões sobre o assunto apontaram pontos de execução falhos, como a falta do movimento de pinça, o que é um dos pontos em que pacientes amputados mais reclamam. A mão biônica, por possuir apenas dois DOFs, realiza o movimento de abrir e fechar dos dedos em conjunto, o que faz com que a mesma só

consiga segurar objetos maiores. Com a falta da movimentação de pinça, foi avaliado a modelagem de uma prótese do tipo garra.

Uma prótese do tipo garra seria mais adequada, uma vez que podendo ser utilizada com dois ou três dedos, a garra teria funcionalidade similar à da mão humana, até o ponto de desenvolvimento abordado, assim como pontos de melhoria, por exemplo, maior leveza, que favorece um acionamento mais rápido, precisão, para segurar objetos menores, entre outros. O ponto mais abordado na questão de usar uma mão ao invés de uma garra é o quesito estética, porém as mudanças de gerações já se importam cada vez menos com isso.

Após discussões foi modelado no programa SolidWorks um protótipo de prótese do tipo garra para possíveis adaptações e testes futuros, a Figura 13 traz o modelo do tipo garra com três dedos. A modelagem seria feita completa, permitindo alterações e melhorias, em contraste com o modelo da mão que está disponível no *inmoov*, na qual não foi possível a obtenção dos editáveis que possibilitariam a adaptação aos vários tipos diferentes de pacientes.

Figura 13: Modelo do tipo garra com três dedos.

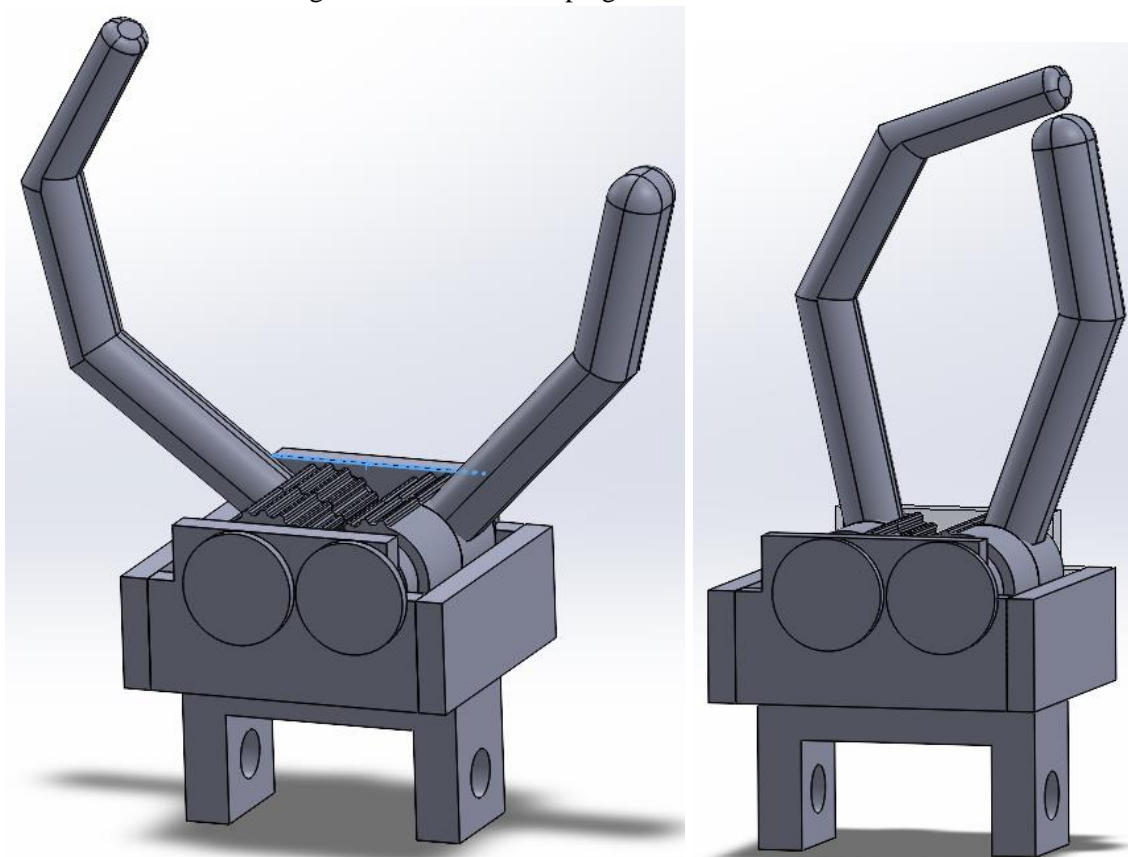


Fonte: Própria.



Pensando no modelo mais simples foram feitas duas modelagens similares do tipo garra, porém uma com três dedos, como demonstrado acima, e outra com apenas dois para assim ser decidido qual seria mais eficaz e funcional ao paciente. A Figura 14 abaixo mostra o modelo com apenas dois dedos.

Figura 14: Modelo do tipo garra com dois dedos.



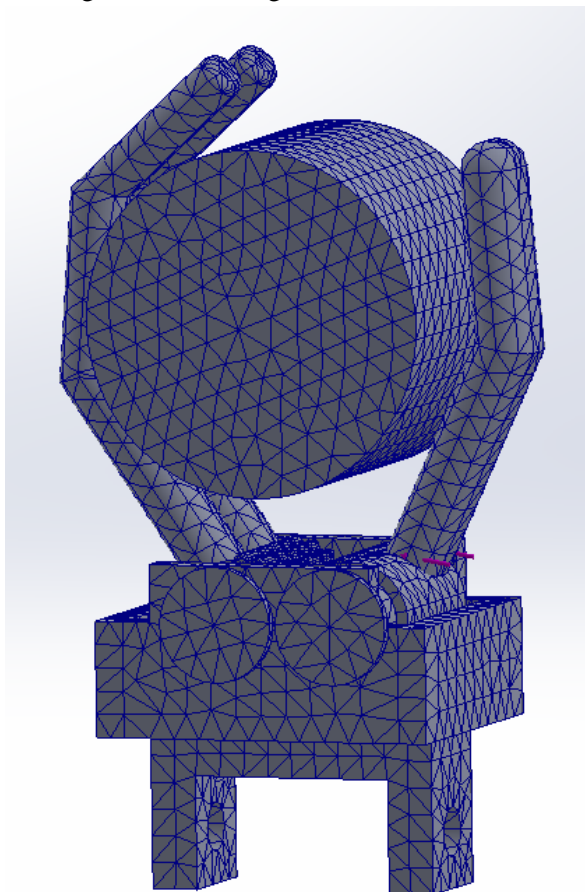
Fonte: Própria.

Ambos os modelos com três ou dois dedos possuem um padrão de encaixe do punho similar ao da prótese inicial de mão biônica para que o encaixe do braço possa ser aproveitado no projeto.

Após feitas as modelagens, com o próprio programa foi feita uma simulação de malha para determinar qual as partes mais susceptíveis ao rompimento e assim poder avaliar a possibilidade de uma melhoria nessa área, para que isso possa ser evitado.

O programa, antes da simulação, executa uma criação de malha, nesta é aplicado forças, no caso o torque do servo motor, para que possa ser gerada a análise sobre o modelo. A Figura 15 mostra o modelo com a malha gerada.

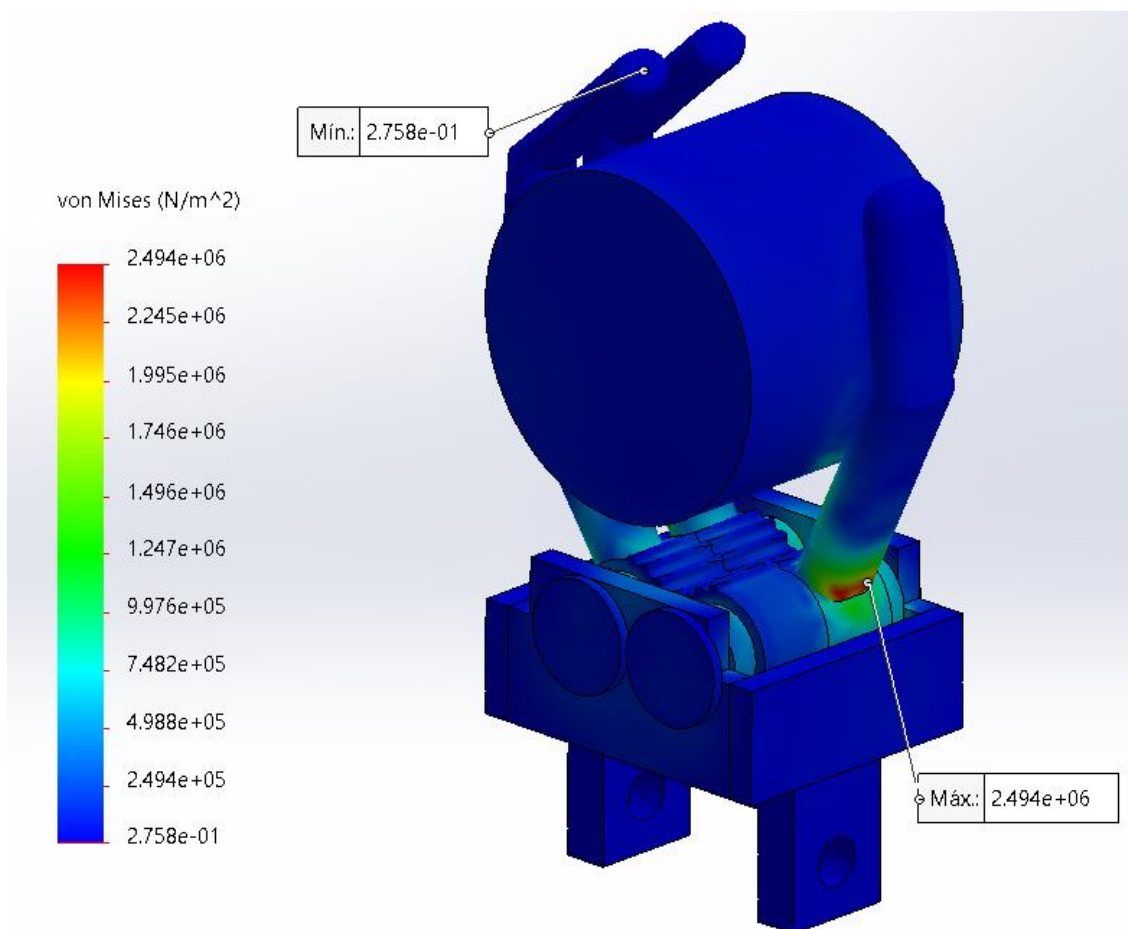
Figura 15: Malha gerada sobre o modelo.



Fonte: Própria.

Os testes com malha gerada só necessitam ser feito em um dos protótipos, considerando que a mudança de dois para três dedos não é significativa para o todo. A Figura 16 traz o gráfico da simulação de malha após a tensão do torque ser aplicado no protótipo. O gráfico da simulação abaixo mostra, o local do modelo que suporta a maior tensão para segurar um objeto; ela foi feita com base no torque do servo motor aplicando força nas engrenagens, para que as garras se mantenham firmes na posição. Sendo assim as áreas em azul escuro sofrem menor tensão aumentando com a mudança de coloração até o vermelho, onde sofre maior tensão.

Figura 16: Simulação de malha aplicada no modelo.



Fonte: Própria.

Análise de malha pelo programa SolidWorks também permite avaliar o impacto causado no modelo, ao aplicar o torque do servomotor, em relação ao deslocamento e deformação, trazendo assim diversos pontos de discussão para futuras melhorias.



## 6 CONCLUSÃO

Foi desenvolvido um protótipo mecânico para prótese de braço com amputação transradial utilizando o filamento PLA para sua confecção na impressora 3D. O PLA, após passar pelo processo de impressão, é resistente, possui baixo custo, além de ser leve, o que reduz o peso total da prótese, deixando-a mais confortável para o usuário e é um material biodegradável. Os atuadores utilizados no funcionamento da prótese também possuem um baixo custo associado.

Os resultados dos testes de movimentação da mão, usando o sistema mioelétrico desenvolvido pelo grupo de pesquisa, obtiveram resultados satisfatórios em ambos os movimentos, sendo eles a rotação do punho e o abrir/fechar da mão. Os custos para confecção e montagem da mão comprovam que é possível manter um alto nível tecnológico e reduzir os custos finais do processo.

Mesmo com os bons resultados foi constatado que uma prótese mais simples seria mais funcional em múltiplos quesitos, como precisão e durabilidade. Sendo assim, foi feita uma nova modelagem 3D de uma prótese com dois e com três dedos, e mantendo dois DOFs, no objetivo de trazer resultados melhores com algo mais simples, comparados ao protótipo da mão. A impressão desse novo modelo será um projeto futuro devido a necessidade de ajustes na modelagem.



## 7 REFERÊNCIAS

- AZEVEDO, F. M. **Estudo e projeto de melhoria em máquina de impressão 3D**. 2013. Monografia de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Elétrica com Ênfase em Eletrônica) - Universidade de São Paulo, Escola de Engenharia de São Carlos, São Carlos, 2013.
- BELTER, J. T. *et al.* Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: a review. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, Washington, v. 50, n. 5, p. 599-618. 2013.
- BORGES, D. S. *et al.* **Prótese de membro superior por manufatura aditiva: um estudo comparativo de materiais poliméricos utilizáveis**. 2019. Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia Mecânica) - Universidade Anhembi Morumbi, São Paulo, 2019.
- BORIS, F. A. **Análise de técnicas de classificação de sinais de eletromiografia para controle de prótese de membro superior**. 2020. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Ilha Solteira, 2020.
- BULLOCK, I. M.; FEIX, T.; DOLLAR, A. M. Human precision manipulation workspace: effects of object size and number of fingers used. *In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY*, 37., 2015, Orlando. **Anais [...]**. Milan: IEEE, 2015. p. 5768-5772.
- CAMARGO, D. R. **Desenvolvimento do protótipo de uma prótese antropomórfica para membros superiores**. 2008. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2008.
- CHOWDHURY, R. H. *et al.* Surface electromyography signal processing and classification techniques. **Sensors**, Basel, v. 13, n. 9, p. 12431-12466, 2013.
- CUNHA, F. L. da. **Mão de São Carlos, uma prótese multifunção para membros superiores: um estudo dos mecanismos, atuadores e sensores**. 2002. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2002.
- FERREIRA NETO, G. **Modelagem e desenvolvimento de prótese de mão mecatrônica com acionamento individual de dedos**. 2017. Dissertação (Mestrado em Modelagem e Otimização) - Universidade Federal de Goiás, Unidade Acadêmica Especial de Matemática e Tecnologia, Regional Catalão, Catalão.
- FIGUEIREDO, B. B.; CESAR, F. I. G. Um estudo da utilização da impressora 3D na Engenharia e na Medicina. **Recisatec: Revista Científica Saúde e Tecnologia**, Jundiá, v. 2, n. 1, p. 1-15, 2022.
- FITZGIBBONS, P.; MEDVEDEV, G. Functional and clinical outcomes of upper extremity amputation. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, Rosemont, v. 23, n. 12, p. 751-760, 2015.

FONSECA, J. C. P. **Desenvolvimento e controlo eletromiográfico de uma prótese de mão usando tecnologia de impressão 3D**. 2021. Dissertação (Mestrado) - Escola Superior de Tecnologia e Gestão, Instituto Politécnico de Bragança, Bragança, 2021.

HAIKUK, P. F. **Pesquisa e desenvolvimento estrutural de prótese de mão utilizando impressão 3D**. 2018. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Mecânica) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2018.

INMOOV. **Open source 3D printed life-size robot**. 2022. Disponível em: <https://inmoov.fr/hand-and-forarm/>.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. **Censo 2010**. 2010. Disponível em: [http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/censo2010/caracteristicas\\_religiao\\_deficiencia/caracteristicas\\_religiao\\_deficiencia\\_tab\\_gregioes\\_xls.shtm](http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/censo2010/caracteristicas_religiao_deficiencia/caracteristicas_religiao_deficiencia_tab_gregioes_xls.shtm). Acesso em: 19 maio 2022.

KUNKEL, M. E. et al. MAO3D-Protetização e reabilitação de membro superior adulto com a tecnologia de impressão 3D. A Produção do Conhecimento na Engenharia Biomédica. 1ed. Ponta Grossa: Atena Editora, v. 1, p. 14-29, 2019.

LUCA, C. J. de. **Surface electromyography: detection and recording**. Delsys Incorporated: Natick, 2002.

MAHA 3D. **Breve história da impressão 3D**. 2022. Disponível em: <https://maha3d.com/breve-historia-da-impressao-3d/>. Acesso em: 2 abr. 2022.

MARKUS, A. T. **Modelagem e controle por torque computado de músculos pneumáticos artificiais como atuadores em prótese de mão**. 2021. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2021.

MAYER, P. R. **Projeto de prótese transradial de baixo custo com sensores de eletromiografia**. 2018. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Design de Produto) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2018.

MORAIS, B. S. **Desenvolvimento de prótese mioelétrica para membro superior**. 2019. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2019.

MORAIS, B. S. **Aquisição do sinal mioelétrico para aplicações em próteses de membro superior**. 2016. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal de São Carlos, Centro de Ciências Exatas e Tecnologia, Departamento de Engenharia Elétrica, São Carlos, 2016.

MORIMOTO, S. Y. U. *et al.* Órteses e próteses de membro superior impressas em 3D: uma revisão integrativa. **Cadernos Brasileiros de Terapia Ocupacional**, São Carlos, v. 29, p. 1-14, 2021.



OHARA, L. E. C. C. **Impressoras 3D para confecção de próteses de mão**. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Guaratinguetá, 2017.

OTTOBOCK. **Myoelectric prosthetics**. 2020. Disponível em: <https://clinicas.ottobock.com.br/sao-paulo/>.

PEREIRA, H. **Prótese mioelétrica para membro superior implementada em FPGA**. 2016. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Ciência da Computação) - Universidade Federal de Santa Catarina, Departamento de Engenharia da Computação, Araranguá, 2016.

POLIS, J. E. **Projeto e construção de parte estrutural de prótese de mão humana com movimentos**. 2009. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Departamento de Engenharia de Materiais, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009.

PONTIM, C. E. **Desenvolvimento de uma mão biônica com controle mioelétrico de baixo custo utilizando uma impressora 3D**. 2018. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia de Controle e Automação) - Universidade Cesumar, Maringá, 2018.

PRUSA3D. Diferenças entre alguns materiais disponíveis para impressão 3D. 2017. Disponível em: <https://www.prusa3d.com/material-guides/>. Acesso em: 8 maio 2017.

RIET, D. Van Der *et al.* An overview and comparison of upper limb prosthetics. *In: AFRICON 2013, 2013, Pointe aux Piments. Proceedings [...]*. Pointe-Aux-Piments: IEEE, 2013. p. 1-8.

RODRIGUES JÚNIOR, J. L.; SOUZA CRUZ, L. M. de; SARMANHO, A. P. S. Impressora 3D no desenvolvimento das pesquisas com próteses. **Revista Interinstitucional Brasileira de Terapia Ocupacional** - REVISBRATO, Rio de Janeiro, v. 2, n. 2, p. 398-413, 2018.

SAUDABAYEV, A.; VAROL, H. A. Sensors for robotic hands: a survey of state of the art. **IEEE Access**, v. 3, p. 1765-1782, 2015.

SCHOLTEN, S. W. A. *et al.* Manufatura de próteses de membros superiores de baixo custo através de técnicas de modelagem e impressão 3D. *In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ELETROMIOGRAFIA E CINESIOLOGIA, 5.; SIMPÓSIO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 10. Anais [...]*. [S. l.: s. n.], 2017. p. 1-4.

SILVA, J. V. L.; MAIA, I. A. Desenvolvimento de dispositivos de tecnologia assistiva utilizando impressão 3D. *In: SIMPÓSIO INTERNACIONAL DE TECNOLOGIA ASSISTIVA, 1., 2014, Campinas. Anais [...]*. Campinas: CNRTA-CTI, 2014.

SMAIL L. C., NEAL C., WILKINS C., PACKHAM T. L. Comfort and function remain key factors in upper limb prosthetic abandonment: findings of a scoping review. *Disabil*

Rehabil Assist Technol. 2021 Nov;16(8):821-830. doi: 10.1080/17483107.2020.1738567. Epub 2020 Mar 19. PMID: 32189537.

SMITH, D. G. Grasping the importance of our hands. **Motion Magazine**, v. 16, n. 6, p. 50, Nov./Dec. 2006.

SOLARZ, M. K.; THODER, J. J.; REHMAN, S. Management of major traumatic upper extremity amputations. **Orthopedic Clinics of North America**, v. 47, n. 1, p. 127-136, 2016.

SOUSA, V. R.; SOUZA, M. A. da S.; ROMERO, J. F. A. Circuito de condicionamento de sinais eletromiográficos. *In*: ENCONTRO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA E PÓS-GRADUAÇÃO DO ITA, 12., 2006, São José dos Campos. **Anais [...]**. São José dos Campos: Instituto Tecnológico de Aeronáutica, 2006. v. 16, p. 7.

SOUZA, B. R. *et al.* **Desenvolvimento de prótese de membro superior por manufatura aditiva**. 2022. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Mecânica).

XAVIER, R. T. **Implementação de uma prótese ativa para membro superior de baixo custo**. 2016. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Ilha Solteira, 2016.

ZUO, K. J.; OLSON, J. L. The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation. **Plastic Surgery**, Oakville, v. 22, n. 1, p. 44-51, 2014.

## 8 BIBLIOGRAFIA

BLOHMKE, F. **Compêndio otto bock**: próteses para o membro superior. Berlin: Schiele & Schön, 1994.

FARINA, D. *et al.* The extraction of neural information from the surface EMG for the control of upper-limb prostheses: emerging avenues and challenges. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, Piscataway, v. 22, n. 4, p. 797-809, 2014.