



<http://ensaios.usf.edu.br> - ISSN 2595-1300

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

MODELAGEM E IMPRESSÃO 3D DE PRÓTESE MECÂNICA ANÁLOGA À MÃO HUMANA

MODELING AND 3D PRINTING OF PROSTHESIS ANALOGOUS TO THE HUMAN HAND

PORTO, Nelson¹; NETTO, Guilherme¹; ALVES, Rodrigo¹; Loureiro, Daniel²

¹Alunos do Curso de Engenharia Mecânica da Universidade São Francisco; Campus Itatiba

²Docente Orientador Doutor, Curso de Engenharia Mecânica, Universidade São Francisco
netoporton@gmail.com¹; guilhermenetto2011@gmail.com¹; rodrigo@gmail.com¹

RESUMO: Dispositivos, objetos e equipamentos são elaborados com o intuito de solucionar ou auxiliar situações em atividades cotidianas, e não diferente desta premissa, próteses são desenvolvidas e bastante utilizadas por pacientes que deixaram de ter determinada mobilidade motora associada a um membro que passou por amputação, seja por alguma doença congênita ou lesão com trauma. Nesse nicho, há uma grande gama de opções que vão das mais simples e pré-fabricadas, pouco atraente ao paciente devido o aspecto estético e desconforto pela falta da personalização no encaixe, até próteses complexas e robotizadas que atuam através da recepção de sinais biológicos chamados de mioelétricos, que são captados por eletrodos sobre os músculos. E com o auxílio da manufatura aditiva, mais conhecida como impressão 3D, é possível modelar e fabricar, com menor custo e maior customização e personalização. Neste sentido o presente trabalho se dedica a desenvolver uma solução engenheirada e personalizada a um caso específico onde, o projeto se baseia no desenvolvimento de um modelo de prótese fabricado através da manufatura aditiva, que tem por função promover maior qualidade de vida e mobilidade em atividades cotidianas básicas executadas pelos movimentos de preensão da mão, suspensão de objetos no ar e ações como abrir uma porta. O filamento de acrilonitrila-butadieno-estireno (ABS), material escolhido para compor o projeto, é um termoplástico de custo relativamente baixo e de fácil acesso no mercado, que possui características favoráveis à manufatura aditiva devido sua termoplasticidade e propriedades mecânicas, que são incrementadas através da malha escolhida para compor as fibras na estrutura do objeto. O design se assemelha morfologicamente a mão em sua parte óssea devido a quantidade de peças e articulações na montagem, e executa movimentos simples e articulados similares a biomecânica do movimento de preensão, mais conhecido como pinça, através da tensão gerada pelo punho nos filamentos de poliamida que flexionam e estendem os dedos. Tendo o protótipo impresso, a fase de validação e coleta de dados de performance, parte da utilização do dispositivo por um voluntário que possui o amputamento da mão direita, e a execução de testes com objetos e ações cotidianas que possa comprovar a eficácia da prótese e seu impacto na qualidade de vida do paciente.

Palavras-chave: Prótese; Manufatura Aditiva; Impressão 3D; ABS; Biomecânica; Protótipo; Qualidade de Vida.



TRABALHO DE GRADUAÇÃO

ABSTRACT: Devices, objects and equipment are designed with the aim of solving or assisting situations in everyday activities, and not unlike this premise, prostheses are developed and widely used by patients who no longer have certain motor mobility associated with a limb that has undergone amputation, whether due to some congenital disease or trauma injury. In this niche, there is a wide range of options ranging from the simplest and prefabricated, unattractive to the patient due to the aesthetic appearance and discomfort due to the lack of customization in the fit, to complex and robotic prostheses that act through the reception of biological signals called of myoelectrics, which are captured by electrodes on the muscles. And with the help of additive manufacturing, better known as 3D printing, it is possible to model and manufacture, with lower cost and greater customization and personalization. In this sense, the present work is dedicated to developing an engineered and personalized solution for a specific case where the project is based on the development of a prosthesis model manufactured through additive manufacturing, whose function is to promote greater quality of life and mobility in activities. basic daily tasks performed by hand gripping movements, suspending objects in the air and actions such as opening a door. The acrylonitrile-butadiene-styrene (ABS) filament, the material chosen to compose the project, is a relatively low-cost thermoplastic that is easily accessible on the market, which has characteristics favorable to additive manufacturing due to its thermoplasticity and mechanical properties, which are increased through the mesh chosen to compose the fibers in the structure of the object. The design morphologically resembles the hand in its bony part due to the number of parts and joints in the assembly, and performs simple and articulated movements similar to the biomechanics of the gripping movement, better known as pinching, through the tension generated by the wrist on the polyamide filaments. who flex and extend their fingers. Once the prototype has been printed, the validation and performance data collection phase begins with the use of the device by a volunteer who has an amputated right hand, and the execution of tests with objects and everyday actions that can prove the effectiveness of the prosthesis and its impact on the patient's quality of life.

Keywords: Prosthesis; Additive Manufacturing; 3D Printing; ABS; Biomechanics; Prototype; Quality of Life.



1 INTRODUÇÃO

Responsável pelos movimentos mais delicados e precisos realizado por seres humanos, a mão é um exemplo extraordinário da capacidade motora que evolutivamente veio se aperfeiçoando de modo a manipular objetos nunca antes imaginados no passado, como o chamado touchscreen encontrado em grande parte dos eletrônicos atuais, e também como ferramenta fundamental para aqueles que se comunicam através da linguagem de sinais.

A biomecânica compreendida deste membro que possui fina coordenação motora, denota que suas principais funções são: preensão, percepção, manipulação e exploração. Ela é capaz de configurar-se rapidamente a objetos delicados, como também o transporte de objetos pesados. Sua atuação compreende desde a realização de tarefas básicas do dia a dia, como alimentar-se no trabalho ao operar uma máquina ou a realização de tarefas de grande precisão (SONO, 2012 p.1).

Sua enervação, assim como os demais membros superiores é oriunda do plexo braquial, que é incumbido das habilidades sensitivas e motoras, que por sua vez são essenciais para o tato e os movimentos dos dedos, que são divididos em flexão, extensão, abdução, adução e oposição, possuindo quatro graus de liberdade e três articulações: metacarpofalângicas (MCF), interfalângica proximal (IFP) e interfalângica distal (IFD). Cada articulação possui um grau de liberdade para realizar flexão e extensão, e a articulação MCF possui mais um grau de liberdade para realizar movimentos de abdução e adução (movimentação lateral do dedo) (FURTADO, p.57, 2014).

Através da Tecnologia Assistiva (TA) ou tecnologia de apoio, dispositivos, técnicas e processos são desenvolvidos a fim de prover reabilitação, assistência e maior qualidade de vida para pessoas com deficiência (PCD). A TA abrange algumas áreas específicas, como: auxílios para vida diária e vida prática; auxílios de mobilidade; adequação postural; mobilidade em veículos, órteses e próteses, entre outros.

Neste sentido, dispositivos ortóticos e protéticos são elaborados atendendo demandas específicas, cada um com sua especificidade. Órteses são utilizadas para modificar características estruturais e funcionais do sistema neuromusculoesquelético, e em contrapartida próteses são utilizadas para substituir de forma parcial ou total um segmento do membro ou



parte do corpo humano com alguma limitação motora ou ausência do membro. (MORIMOTO; SANDRA et.al, p.2, 2021)

Com base nos dados do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), através da pesquisa nacional de saúde (PNS), pode-se afirmar que 6,2% dos brasileiros têm algum tipo de deficiência. A deficiência física corresponde a 1,3% dentre as demais, sendo 1,6% homens e 1,0% para mulheres. Além disso, 0,3% da população declara ter nascido com deficiência física, e 1,0% a adquiriu por doença ou acidente. Dentre os entrevistados, afirma-se que 46,8% possuem grau intenso ou muito intenso de limitações, ou não realizavam as atividades cotidianas (RODRIGUES, JUNIOR et al, p.399, 2018)

Como consequência do impacto na qualidade de vida, pode-se elencar algumas influências psicológicas e socioeconômicas principais no dia a dia daqueles que passaram pela amputação parcial ou total da mão, o fator preponderante psicologicamente está atrelado a autoestima e aos desafios da adaptação a uma nova realidade, já quando trata-se do fator socioeconômico, a influência decorre da limitação das vagas no mercado de trabalho, mesmo havendo o incentivo a vagas destinada a PCD, que são minoria.

Na área da saúde, tratando-se de tecnologia assistiva, um dos recursos mais atuais e que vem demonstrando altíssima aptidão no desenvolvimento de produtos de baixo custo e alta capacidade de personalização, é a impressão tridimensional (3D), também conhecida por prototipagem rápida ou manufatura aditiva.

Essa tecnologia proporciona maior liberdade nos projetos e design, devido a vasta gama de materiais que podem ser utilizados e as geometrias alcançáveis através de softwares de modelagem tridimensional específicos, é possível pôr em prática ideias simples de objetos para decoração, até mesmo a impressão de órgãos com materiais biocompatíveis. De modo multidisciplinar a sinergia entre engenharia e biomecânica tem unificado suas competências para que através da impressão 3D, dispositivos de TA sejam projetados, mais especificamente órteses e próteses que desempenham um papel fundamental no auxílio ou na reabilitação de pacientes com deficiência total ou parcial de determinado membro.



1.1 Objetivo geral

Projetar e analisar os parâmetros ideais e os fatores que interferem na construção e aplicação do modelo no uso cotidiano, através de simulações e modelagem 3D na fase de prototipagem. Em seguida, após fabricação, será submetido a testes empíricos para coleta e validação de dados do projeto.

1.2 Objetivo específico.

Agrupar e sintetizar os parâmetros referentes à aplicabilidade, como tempo de preensão de objetos, aderência em diferentes superfícies, e esforços estruturais da prótese projetada, a fim de legitimar sua funcionalidade em atividades simples do dia a dia e sua melhora na qualidade de vida do usuário.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.

Neste tópico serão elucidados os assuntos que compõem este trabalho e que ajudarão na compreensão da multidisciplinaridade do tema. Apresentando inicialmente um breve histórico e evolução a respeito das próteses, suas classificações, diferentes finalidades, e o processo de protetização personalizada de membros amputados.

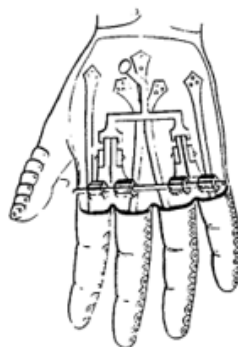
Seguido pelo entendimento dos conceitos base sobre a biomecânica e anatomia da mão humana a fim de contextualizar e relacionar o ensejo do projeto. E por fim, esmiuçar as características técnicas do ABS, e os parâmetros ideais para impressão da prótese considerando sua aplicabilidade em atividades básicas de vida diária (ABVDs).

2.1 Próteses

O uso de dispositivos e equipamentos desenvolvidos artificialmente para suprir a falta de um membro, tem sido objeto de interesse e estudo pela ciência e engenharia há anos. Historicamente há registros de próteses datadas por volta de 500 anos antes de Cristo, entretanto, os principais marcos e estudos foram alcançados entre os séculos XIV e XVI, no alto renascentismo, onde nomes de grande relevância dessa época como Leonardo da Vinci e Ambroise Paré, fizeram suas contribuições com invenções engenhosas e funcionais para membros inferiores e superiores, muito semelhantes ao que chamamos hoje por próteses.

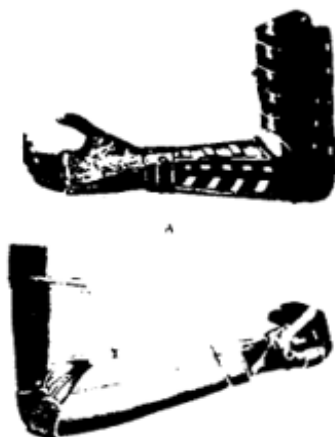
Feito admirável considerando as devidas proporções e limitações tecnológicas da época. Alguns exemplos dessas próteses são apresentados nas figuras 1 e 2 (POLIS, p.5, 2009).

Figura 1: Prótese de mão projetada por Ambroise Paré



Fonte: Carvalho, 2004

Figura 2: Próteses de braços do século XVI



Fonte: Carvalho, 2004

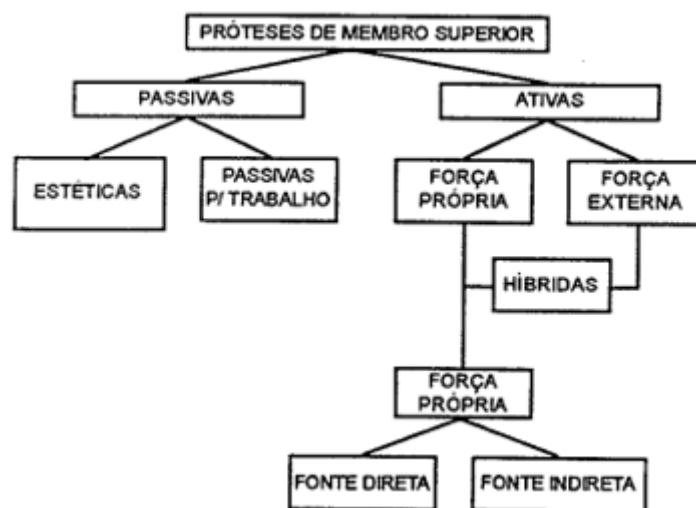
Não somente com o intuito de serem funcionais e que devolvessem certa função motora ou mobilidade, também foram projetadas próteses que suprissem o fator estético relacionado a falta do membro congênito.

2.2 Classificação das próteses de membros superiores

Diferentes modelos de próteses foram inventadas com o intuito de suprir da melhor forma a necessidade do usuário, seja estética ou funcional, passiva ou ativa, e com o intuito de delimitar e nortear os estudos e as aplicações na área da saúde.

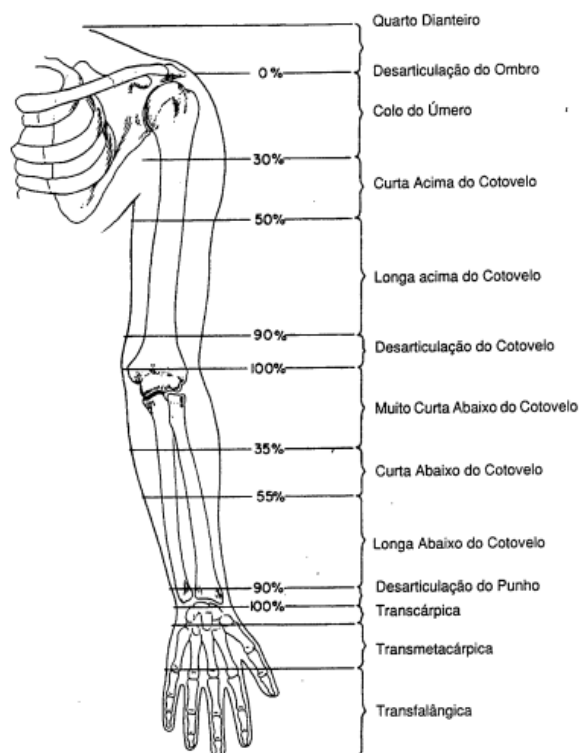
Foi desenvolvido uma classificação (vide figura 3) para membros superiores, onde o fator de ordenação parte da fonte de energia, e ainda dentro desta categoria subdivide-se pelo nível de amputação (vide figura 4). Assim, próteses estéticas de braço, antebraço e cotovelo seguem por uma seara diferente das próteses de trabalho, mesmo que ambas sejam passivas e não recebam algum tipo de acionamento pelo usuário.

Figura 3- Classificação das próteses de membros superiores



Fonte: Carvalho, 2004

Figura 4 - Nível de amputação



Fonte: Carvalho, 2004



<http://ensaios.usf.edu.br> - ISSN 2595-1300

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

As próteses de trabalho, geralmente são dispositivos ou acessórios que executam alguma funcionalidade específica que seria executada pelo membro removido, como por exemplo, um bracelete anexo ao coto da mão de uma pessoa que tem fixado em sua ponta um acoplamento para varetas de solda, permitindo assim, a execução do trabalho de modo inclusivo e adaptado às necessidades do colaborador.

Por sua vez as próteses estéticas têm como principal função devolver o aspecto natural ao paciente, deste modo os modelos projetados procuram ser o mais antropomórfico possível, quanto a textura, peso, temperatura, coloração e conforto, e que de certo modo em geral, se comportam como um corpo rígido acoplado ao coto (CARVALHO, p. 21, 2004).

Contudo, além da estética e dos modelos passivos, um outro universo explorado pelo estudo de próteses abarca os dispositivos ativos, que são acionados pelo usuário e executam através desse sinal de entrada uma resposta motora, devolvendo mobilidade e atribuindo funcionalidade à utilização. Essas ainda são divididas pela fonte da força geratriz do movimento, podendo ser proporcionado por forças internas, externas e híbridas. Que se subdivide e um outro grupo para as forças internas, podendo ser classificadas por fontes diretas e indiretas (CARVALHO, p. 22, 2004).

As ativas por forças internas executam sua mobilidade através de movimentos executados pelo usuário. No caso de uma pessoa com amputação parcial da mão onde o coto tenha pelo menos 1 grau de liberdade, é possível abrir e fechar os dedos de uma prótese mecânica acionada pela tensão gerada nos elásticos que simulam a atuação dos músculos lumbricais da mão humana.

Esses modelos são aplicáveis a boa parte dos níveis de amputação, porém o tamanho do coto é proporcional à facilidade do projeto e a adaptação para atender a demanda e funcionalidade, podendo ser necessário treinamento para utilização ideal, devido o acionamento ir na contra mão dos movimentos intuitivos executados por toda vida até a amputação. E justamente este modelo ativo por força própria será o objeto de modelagem e estudo deste trabalho (CARVALHO, p. 22, 2004).

Já as próteses acionadas por forças externas, seguem por dois principais sistemas: pneumático ou elétrico. O primeiro é acionado através de um reservatório de ar comprimido, geralmente anexado a região da axila, e através de contrações musculares do coto são acionadas



válvulas conectadas aos atuadores pneumáticos que realizam os movimentos desejados. Esses modelos não são comuns, por serem pesados e também por não permitir o controle proporcional da força exercida.

O segundo, mais comum e de longe o mais tecnológico e eficiente, é acionado por sinais mioelétricos captado por eletrodos que amplificam o sinal e são distribuídos por cabos em locais precisos por onde percorrem os elétrons na musculatura. E através do sistema de controle é decidido qual configuração dos motores será acionada para execução do movimento esperado.

Este modelo apesar de serem mais complexos e substancialmente mais caros são os que possuem uma adaptação mais fácil ao usuário, por serem mais intuitivos a movimentação natural, uma vez que o movimento da prótese ocorre pelo sinal que a musculatura envia ao demandar um movimento que neurologicamente já foi aprendido e executado inúmeras vezes onde ali havia um membro executor do sinal.

Por fim, há também os modelos híbridos que em suma contemplam em seu sistema um componente ativo acionado por força própria e também um componente ativo mioelétricamente, atuando em sinergia para execução da tarefa. Abaixo é relacionado em uma tabela os diferentes tipos, suas vantagens e desvantagens conforme a tabela 1 (CARVALHO, p. 22, 2004).

Tabela 1: Vantagens e desvantagens dos tipos de próteses mais comuns

PRÓTESE	PRINCIPAIS VANTAGENS	PRINCIPAIS DESVANTAGENS
Prótese estética	Baixo peso Produtos relativamente simples Satisfaz em grande parte a exigência de aparência do usuário	Funcionalidade praticamente nula
Prótese ativa acionada por força própria	Já fornece uma certa independência ao seu usuário	Alta dificuldade de adaptação, devido à alta dificuldade de uso contínuo (controle com movimentos não naturais) Alto custo
	Funcionalmente, é a melhor opção dentre as três desta tabela;	Altíssimo custo Alto peso



Prótese mioelétrica	É a prótese que fornece a maior independência ao seu usuário; Controle da prótese é baseado em movimentos relativamente naturais dos músculos restantes do coto.	Produto mais complexo que os outros dois casos
---------------------	---	--

Fonte: Carvalho, 2004

2.3 Biomecânica

Como uma das principais funções das próteses ativas é simular antropomorficamente a biomecânica, é conveniente neste momento que o entendimento sobre a base desta disciplina seja abordado. De modo literal, biomecânica é a ciência que estuda como os sistemas biológicos se adaptam às leis da física mecânica ao executar movimentos voluntários, neste sentido o conhecimento sobre anatomia, fisiologia e mecânica são ferramentas essenciais e complementares.

Seus princípios podem ser aplicados a corpos estáticos, ou seja, em repouso, e também a corpos dinâmicos, em movimento. Em ambos os casos as forças aplicadas são ações que provocaram reações mesmo na análise de corpos em repouso, porém a aplicação em corpos dinâmicos permite uma observação mais facilmente percebida devido o movimento como resposta. Esta ainda pode ser analisada pela ótica da cinemática, que é a análise do movimento puro, deslocamento, velocidade e aceleração, ou pela cinética, que observa as forças que provocaram este movimento. (GASPAR, p.5, 2010).

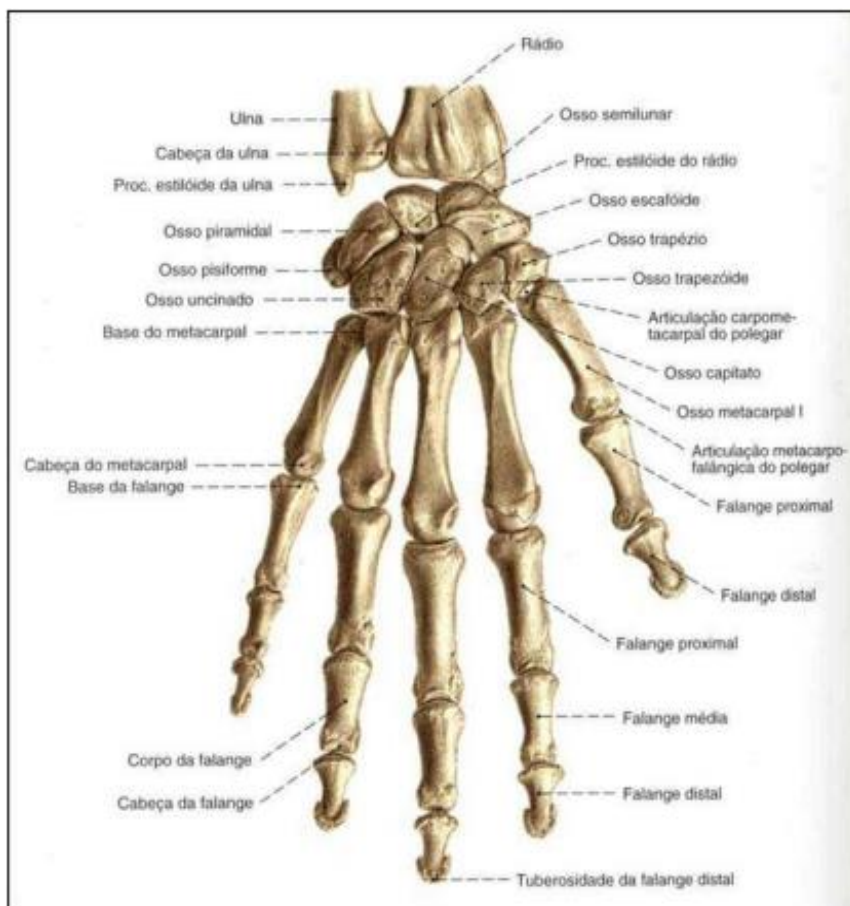
Quanto ao movimento do corpo humano, pode ser atribuído ao interessante sistema musculoesquelético, composto por músculos, ossos e tecidos bem individuais. Mais especificamente sobre a mão, há dois conjuntos de músculos responsáveis pelos movimentos, os intrínsecos, que se encontram na própria mão, e os extrínsecos, localizados no antebraço.

O primeiro conjunto, respectivamente, são os tenares e hipotenares que se conectam ao polegar e ao dedo mínimo, estes são responsáveis por executar a oposição do polegar, movimento de grande importância em atividades precisas realizadas pela mão, a movimentação do quinto dedo (mínimo) e a eminência hipotenar no lado medial da palma da mão.

O conjunto dos extrínsecos são os dois flexores longos, que através de tendões localizados na parte interna do antebraço se conectam às falanges (facilmente observáveis na

parte reversa da mão). O flexor profundo atua às falanges distais e o flexor superficial atua às falanges médias, tais músculos são responsáveis pela flexão dos dedos, vide figura 5. (DE CAMARGO LEME et al, 2009).

Figura 5: Representação óssea da mão humana, vista posterior



Fonte: Gaspar, p.13, 2010

2.4 Material e impressão tridimensional

No que concerne às tecnologias atuais de grande potencial na área da saúde, a manufatura aditiva, ou impressão 3D tem dado passos largos para sua difusão neste ramo de aplicação. Algumas características e vantagens sob outras tecnologias convencionais de manufatura, são a construção em camadas, complexidades da forma, modulação da densidade do material, e a construção de partes móveis monolíticas, sem recurso de montagem.



<http://ensaios.usf.edu.br> - ISSN 2595-1300

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

Sendo uma excelente proposta tanto para trabalhos relacionados a TA, quanto para situações de maior complexidade do modelo impresso, como impressão de células tronco embrionárias, impressão de vasos sanguíneos, tecidos cardíacos, impressão de pele, cartilagens e ossos, órgãos, ouvidos, narizes e orelhas (RODRIGUES JUNIOR et al, p.402, 2018).

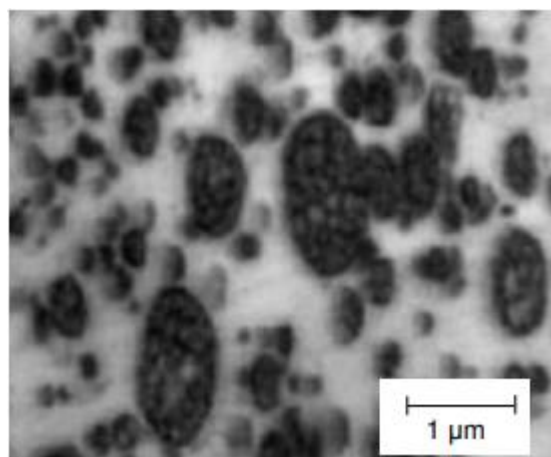
A diversidade de materiais que podem ser utilizados nas impressões também é outro fator importante que demonstra seu vasto leque de opções nas aplicações mais variadas, indo desde plásticos, metais, ouro, prata, resinas, titânio, cimento até os compósitos pela combinação de biomateriais e polímeros. Dentre estes, ressalta-se especialmente, a Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS), material selecionado para compor o modelo de prótese construído e apresentado neste trabalho (RODRIGUES JUNIOR et al, p.402, 2018).

O ABS é um terpolímero composto por uma matriz do copolímero estireno-acrilonitrila (SAN) com domínios esféricos de polibutadieno (vide figura 6). A compatibilização da matriz e da fase dispersa é feita pelo SAN enxertado. A produção comercial do ABS é feita por polimerização via radical livre dos monômeros estirenos/ acrilonitrila (normalmente na proporção 3:1) com adição de polibutadieno (10-25%) em uma polimerização em massa ou em emulsão. A resistência ao impacto, módulo de Young, resistência a tração, processabilidade e brilho da superfície dependem da quantidade de borracha e do tamanho e distribuição da fase dispersa.

Este termoplástico de engenharia possui características excepcionais. A acrilonitrila fornece resistência química e rigidez, o butadieno apresenta excelente resistência ao impacto e o estireno facilita o processamento e aumenta a rigidez. A tabela 2 mostra as principais propriedades de uma ABS comercial.

A aplicação do ABS em mistura com outras resinas como o policarbonato (PC) e o poli (cloreto de vinila) (PVC) apresenta vantagens como a redução de custo, melhoria da resistência ao impacto e da processabilidade. Ademais o ABS é usado em partes automotivas, brinquedos, geladeiras, fornos de micro-ondas, cafeteiras, televisões, monitores, mouses e outros eletrodomésticos. (HIRAYAMA, p.93, 2015)

Figura 6 - Micrografia do ABS em microscopia eletrônica de transmissão em 10000x



Fonte: Hirayama; Denise 2015

Tabela 2: Propriedades do copolímero acrilonitrila-butadieno-estireno (ABS)

PROPRIEDADES	VALORES (UNIDADES)
Índice de fluidez (220 °C / 10 Kg)	34 (g/10min)
Temperatura de processamento	220-260 (C°)
Densidade	1,04 (g/cm ³)
Resistência ao impacto IZOD	240 (J/m)
Resistencia à ruptura	44(Mpa)
Elongação	12(%)
Modulo de tensão	2300 (Mpa)

Fonte: Hirayama; Denise 2015

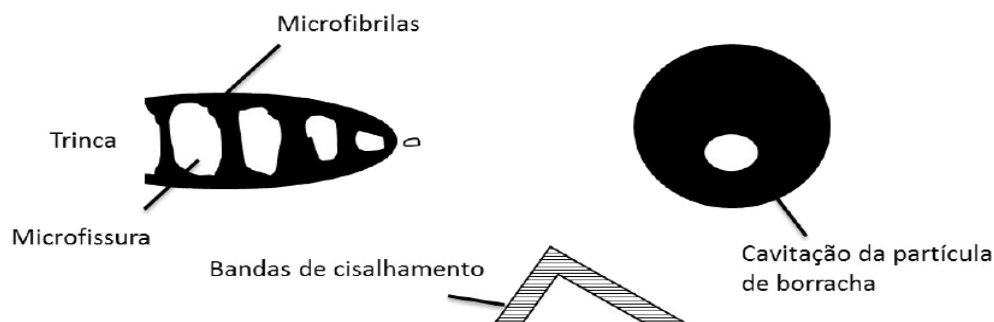
Quanto as propriedades mecânicas do ABS em aplicação de próteses, um fator determinante para o êxito dos projetos é que haja boa resistência mecânica, entretanto, na aplicação de determinada tensão sobre um polímero frágil, a energia mecânica não é adequadamente dissipada, propiciando a ocorrência de trincas como resultado da sobrecarga e

baixa dissipação de energia. E como consequência desse comportamento a falha catastrófica do material ocorre pela rápida propagação da trinca.

Deste modo, mecanismos capazes de melhorar a dissipação de energia são pensados relacionando tenacidade à fratura. Polímeros tenacificados enquadram-se nesta categoria devido as partículas de borracha em dispostas em uma matriz frágil que promovem mecanismos de deformação como microfissuras, bandas de cisalhamento e cavitação das partículas de borracha que absorvem energia e desaceleram a propagação das falhas estruturais.

Um dos principais mecanismos de fratura presente em polímeros termoplásticos é o de microfissuras (crazing), onde formam-se pequenos microvazios (microfissuras) interligados perpendiculares à direção de aplicação da tensão. Sua estabilização ocorre por pontes fibrilares entre os microvazios, que se formam pela orientação das cadeias, evitando o surgimento de uma trinca catastrófica (vide figura 7). E apesar do aumento do volume provocado pelos espaços vazios, as fibrilas preservam o material unido.

Figura 7 - Esquema dos mecanismos de tenacificação



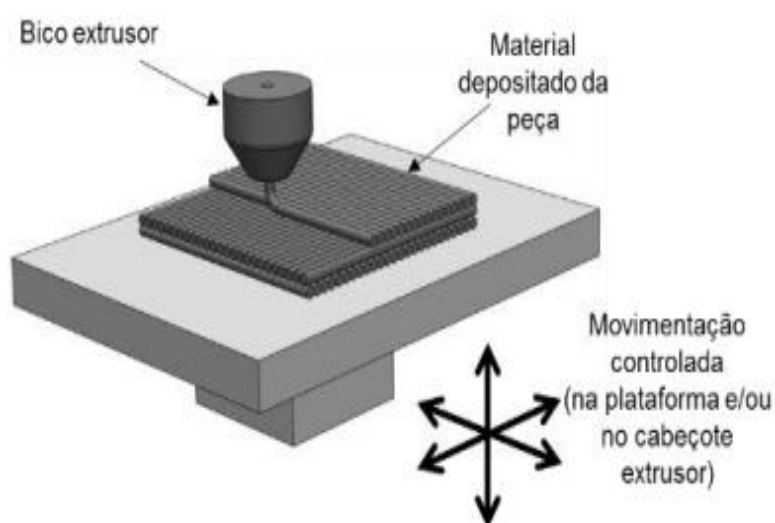
Fonte: Hirayama, 2015

Característico do processo da impressão tridimensional, a extrusão do material geralmente na forma de filamento, ocorre pela deposição em camadas. Neste processo o filamento é aquecido até que se altere o estado solidificado para pastoso, e em seguida é forçado a passar por um bico extrusor de diâmetro específico, e a alimentação do cabeçote extrusor que executa esta atividade é controlada para que haja material somente nas regiões necessárias para impressão da peça.

A solidificação do material é um fator importante e pode ser controlada através de mecanismos que manipulam a temperatura da mesa ou do micro ambiente, em estufas, pois

deve ocorrer suficientemente rápida para manter a estruturação da peça e ao mesmo tempo lenta para que haja a adesão da nova camada sobre a deposição anterior. Os componentes da impressora responsáveis por esta etapa são ilustrados na figura 8 (HENSEN, 2019)

Figura 8 - Componentes responsáveis pela extrusão e impressão do material



Fonte: (Hensen, TALITA, 2019)



3 METODOLOGIA

Este tópico busca descrever e detalhar a forma que foi conduzida a construção da prótese atendendo os objetivos descritos. Para alcançar o objetivo proposto, o trabalho foi separado em 6 etapas, sendo elas, observação, desenho, escolha do material, impressão, ajustes e coleta de dados a partir de teste.

3.1 Observação

Os seres humanos têm o domínio de algumas habilidades que são características típicas dos primatas, como por exemplo, segurar objetos, além das mãos terem uma capacidade incrível de destreza e reconhecimento de objetos através do nosso tato.

Essas características só são possíveis pois possuem músculos, ossos pequenos e articulações móveis que permitem movimentos curtos e isolados, esse trabalho terá como base ossos e articulações.

Para entender melhor o movimento da mão, foi observado o esqueleto de uma mão assim como a localização das articulações de forma que permitem movimentos. O esqueleto de uma mão, possui juntas, as que se localizam mais próximas da mão são chamadas de sinoviais elipsóidea por possuírem muitos movimentos como o de abrir (extensão), fechar (flexão), separar (abdução) ou juntar (adução) os dedos.

Enquanto as juntas que estão mais próximas das pontas dos dedos são responsáveis por aumentar o tamanho dos movimentos, de extensão e flexão (por terem só o movimento de extensão e flexão são chamadas de sinovial dobradiça), permitindo com que o indivíduo faça o agarramento de vários objetos, incluindo objetos grandes.

Nos dedões, é encontrado uma característica exclusiva, que é o movimento de pinça, esse movimento é muito importante porque permite uma melhor segurança dos objetos quando pegos, além de manusear objetos pequenos e delicados.

3.2 Desenho

Para realizar o desenho, foi fotografado a mão de um dos integrantes do grupo, com marcas nas articulações. As marcações deram orientação de posição, além de possibilitar medir e adquirir medidas através de um recurso de comparação que o software Rhyno 3D possui, na imagem 02, fica explicitado como foi feito as marcações das articulações.

Figura 9: Mão esquerda, com pontuações feitas a caneta nas articulações.



Fonte: Próprio autor

Para termos as medidas do nosso protótipo, foi necessário pegar a distância de duas articulações do dedo médio e imputar no software, que fez o dimensionamento da mão por completo (imagem 03).

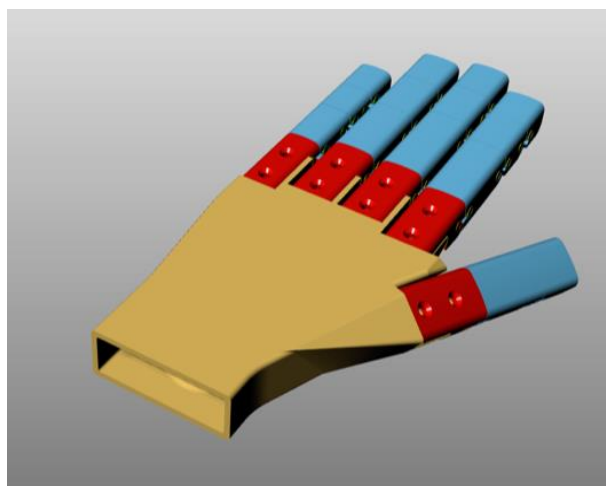
Figura 10: Print retirado do Software Rhyno com foto da mão e desenho 2D para a retirada de medida.



Fonte: Próprio autor

Através do software Rhyno 3D, também foram modeladas todas as peças da prótese, seguindo medidas e formatos de uma mão real conforme mostrado na imagem 04.

Figura 11 – Print retirado do Software Rhyno com mão modelada.



Fonte: Próprio autor

O desenho foi modelado com medidas mais fiéis possíveis a de uma mão humana, porém, por se tratar de um sistema complexo, não foi possível replicar exatamente igual o formato dos membros.

3.3 Escolha do material

Quanto mais o tempo passa, mais materiais vão sendo conhecidos ou criados pelos seres humanos, o que torna a escolha cada vez mais ampla, por existir uma grande gama de opções, aplicações e disponibilidade de material.

Para selecionar o material apropriado, levamos em contas fatores como, custo do material para impressão, boa resistência mecânica (capacidade do material resistir a forças aplicadas sem sofrer deformações permanentes), impacto (capacidade de um material de absorver energia quando sujeito a impacto) e térmica (capacidade de um material absorver calor) e química (capacidade de um material resistir à degradação quando exposto a produtos químicos).

Levando em conta os fatores apresentados acima, o material escolhido foi o ABS por apresentar uma boa resistência mecânica comparado ao PLA, boa resistência ao impacto, uma

boa resistência química e térmica, além de ser um material fácil de moldar, adesão entre camadas, características que ajudam no processo de impressão.

Apesar do ABS ter boas propriedades, a retração do material com o calor é um fator que atrapalha a impressão do material, além de não ser um material que mantém a precisão dimensional, causando ajustes nas peças, descrito no item 2.5 (ajustes).

3.4 Impressão

3.4.1 Máquina de impressão

Para ser realizada a impressão, foi utilizada uma máquina de impressão 3D GTMax3D, modelo GTMax3D CoreA2v1 com bico de latão de 3 e 5mm, de forma que o bico menos preservava os detalhes, possui um melhor acabamento, e tem um melhor dimensional da peça, porém deixava a peça com maior tempo para a impressão, e o bico de 5mm torna a impressão mais rápida devido a capacidade de extrusão, porém não tendo uma superfície com bom acabamento e controle dimensional.

Figura 12: Impressora utilizada



Fonte: Próprio autor

3.4.2 Parâmetros de impressão

No processo de impressão, alguns parâmetros são muito importantes, determinando tempo de impressão da peça, acabamento, qualidade de tolerância dimensional, quantidade de material extrudado e características mecânicas da peça, esses parâmetros são denominados qualidade, parede, velocidade, percurso e resfriamento.

3.4.2.1 Qualidade

Figura 13: Print de parâmetros de definem qualidade de impressão

Quality			
Layer Height	↻ ↺	0.16	mm
Initial Layer Height	↻ ↺	0.12	mm
Line Width		0.4	mm
Wall Line Width		0.4	mm
Outer Wall Line Width		0.4	mm
Inner Wall(s) Line Width		0.4	mm
Top/Bottom Line Width		0.4	mm
Infill Line Width		0.4	mm
Skirt/Brim Line Width		0.4	mm
Initial Layer Line Width		100.0	%

Fonte: Próprio autor

A imagem acima explicita os parâmetros que foram utilizados para impressão da prótese. Devido a prótese possuir pouco preenchimento, as paredes (interna e externa) se encostam, possibilitando a não utilização do infiel. Nessa etapa também foi definida a altura de camada utilizada para imprimir a peça, esse parâmetro ajuda saber a quantidade de material que será colocado por camada, além de determinar especificamente o tamanho da primeira camada, permitindo uma impressão mais rápida, sem perder muita qualidade em suas superfícies.

3.4.2.2 Paredes

Figura 14: Print de parâmetros de definem as paredes da impressão

Walls	
Wall Thickness	0.8 mm
Wall Line Count	4
Outer Wall Wipe Distance	0.2 mm
Outer Wall Inset	0.0 mm
Optimize Wall Printing Order	☐
Outer Before Inner Walls	☐
Alternate Extra Wall	☐
Compensate Wall Overlaps	☒

Fonte: Próprio autor

A imagem acima, mostra todas as características que determinam a quantidade de parede utilizada para a impressão (wall line count), nesse caso foi escolhido 4 pois permite que a peça ganhe uma boa rigidez, não deixando frágil em sua utilização.

3.4.2.3 Velocidade

Figura 15: Print de parâmetros de definem a velocidade de impressão

Speed	
Print Speed	80.0 mm/s
Infill Speed	80.0 mm/s
Wall Speed	80.0 mm/s
Outer Wall Speed	40.0 mm/s
Inner Wall Speed	80.0 mm/s
Top/Bottom Speed	40.0 mm/s
Travel Speed	120.0 mm/s
Initial Layer Speed	25.0 mm/s
Initial Layer Print Speed	25.0 mm/s
Initial Layer Travel Speed	30.0 mm/s

Fonte: Próprio autor

A imagem acima, mostra um dos parâmetros mais importantes da impressão, a velocidade, pois a partir disso será definido o tempo de impressão, a e a qualidade que será impresso. Neste modo foi definido que a parte externa da prótese seria impresso com maior qualidade, pois assim ficaria com uma estética melhor, para isso foi setado no campo “outer wall speed uma velocidade de 40mm/s.

Enquanto nas partes que não seria necessária muita precisão, como as paredes internas, foi setado 80mm/s para ganharmos tempo na impressão final, além de que quando a máquina não está aplicando material ela se move mais rápido, tendo o campo “travel speed” com 120 mm/s. Esses parâmetros deferiram um bom acabamento de superfícies e uma boa tolerância dimensional de furos e encaixes.

3.4.2.4 Percurso

Figura 16: Print de parâmetros de definem o resfriamento durante a impressão

Minimum Extrusion Distance Window	2.0	mm
Combing Mode	All	▼
Max Comb Distance With No Retract	0.0	mm
Retract Before Outer Wall	☐	
Avoid Printed Parts When Traveling	☒	
Avoid Supports When Traveling	☐	
Travel Avoid Distance	0.625	mm
Layer Start X	0.0	mm
Layer Start Y	0.0	mm
Z Hop When Retracted	☐	

Fonte: Próprio autor

A imagem mostrada acima, é referente a aba percurso, ou travel, a qual é responsável por definir alguns percursos que a máquina fará durante a impressão, como por exemplo a distância que a máquina irá movimentar em direção oposta a peça impressa para que não haja nenhum tipo de colisão durante o processo de movimento sem extrusão, nesse caso, utilizado o valor de 0,625mm na aba “Travel Avoid Distance”.

3.4.2.5 Resfriamento

Figura 17: Print de parâmetros de definem o resfriamento durante a impressão

Cooling	
Enable Print Cooling	☒
Fan Speed	100.0 %
Regular Fan Speed	100.0 %
Maximum Fan Speed	100.0 %
Regular/Maximum Fan Speed Threshold	10.0 s
Initial Fan Speed	0.0 %
Regular Fan Speed at Height	0.12 mm
Regular Fan Speed at Layer	4 f_n
Minimum Layer Time	5.0 s
Minimum Speed	10.0 mm/s
Lift Head	☐

Fonte: Próprio autor

Apesar de não parecer, o resfriamento é muito importante durante a impressão da peça, é esse parâmetro que define se a peça irá empenar, caso o resfriamento seja brusco, ou se a peça irá ficar deformada, se não tiver um resfriamento adequado. Sendo assim, no início da impressão, não foi utilizado resfriamento, pois a mesa ainda está fria, e a troca de calor do material com a mesa fará com que as dimensões sejam garantidas, já durante o processo de impressão, a velocidade da ventoinha foi colocada em 100%, atingindo um bom resfriamento e garantindo que a peça não deforma devido ao derretimento do material extrudado.

3.5 Ajustes

Após a impressão ser realizada, foram encontrados alguns defeitos na impressão, causado por retração do material, dimensionamento com muita folga e dimensionamento sem folga.

3.5.1 Peça com dimensionamento errado

Foram encontradas peças com dimensionamento errado devido a retração do material. As primeiras peças foram impressas com a porta aberta, tendo no ambiente o ar-condicionado ligado, o que causou choque térmico com o filamento que estava saindo da máquina ainda quente, esse filamento sofreu retração durante o processo de impressão, deixando a peça menor. Ao montar a peça, os encaixes não ficavam perfeitos, além das peças travarem ao realizar o movimento (imagem 05).

Para ajuste dessas peças, foram descartadas as peças que foram impressas neste “lote” e impressas outras, utilizando a máquina com a porta fechada, não permitindo que o ar frio entrasse durante o processo de produção.

Figura 18: Articulação com dimensão do comprimento errado



Fonte: Próprio autor

3.5.2 Peça com dimensionamento menor

Algumas peças ficaram folgadas em determinadas junções, esse erro fazia com que o dedo não ficasse firme, e escorregasse para a lateral (imagem 07). A ação corretiva foi trocar as junções por outras que estavam com o dimensional mais ajustado.



Figura 19: Articulação impressa com diâmetro menor



Fonte: Próprio autor

3.5.3 Peça com dimensionamento maior

Algumas peças ficaram largas em determinadas junções, esse erro fazia com que a montagem não fosse possível, ou não realizasse o movimento depois de montado (imagem 08). A ação corretiva foi trocar as junções por outras que estavam com o dimensional mais ajustado.

Figura 20: Articulação impressa com diâmetro maior



Fonte: Próprio autor

3.6 Coleta de dados a partir de testes

Para fazer a validação da prótese e atender os objetivos gerais, foram observados os parâmetros durante a construção da prótese e comparado com o movimento de um órgão real.

Considerando a complexibilidade de movimentos de uma mão, é possível identificar o grau de liberdade de nossos dedos. As articulações possuem um grau de liberdade cada uma, para realizar movimentos de flexão e extensão, porém a articulação sinovial elipsoidal além



dos movimentos já citados, possuem também a abdução e adução, movimento que permitem abrir e fechar os dedos, possuindo dois graus de liberdade, somando 4 graus de liberdade nos dedos.

Toda a construção da prótese foi feita dinamicamente pensando em sua funcionalidade, por isso é necessário que a peça resista a uma força, e possui a capacidade de fazer movimentos e segurar objetos simples. Para o teste de força, é necessário que o teste não seja destrutivo, para que o teste fosse realizado com outro filamento, sabendo disso, seria necessário um dispositivo que medisse uma força realizada pela prótese.

Para substituir essa necessidade, foi elaborado um teste de força, (descrito em resultados) utilizando um balde, água e uma balança. O mesmo teste foi realizado para dois tipos de filamento, um elástico roliço metalizado, composto de 55% elastodieno e 45% metalizado com diâmetro de 1mm e o outro, fio de nylon 100% poliamida de com diâmetro de 1mm.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para a validação do objeto impresso, a prótese foi submetida a 2 testes, segurando uma bola de cachorro e uma escova de pentear o cabelo que representam objetos simples e formatos do dia a dia, além do terceiro teste, com um balde, água e uma balança, utilizado para validação com teste de força, que é presente em tudo que o ser humano faz.

Para o teste de segurar objetos simples, a intenção é validar se os movimentos limitados da prótese atendem a utilização durante o dia. Já para o teste o objetivo é fazer atividades simples no dia a dia, como segurar sacola de mercado, balde de água, mochila, etc. Para isso foi utilizado um balde de água para avaliar e medir a quantidade de peso suportada pela prótese.

4.1 Teste de carga

O teste consiste em pesar um balde vazio e testar se a prótese suporta seu peso, se suportar, o próximo passo é encher o balde com um pouco de água, aumentando o peso do balde, pesa, e novamente testa se a prótese irá suportar o peso, esse teste foi repetido até que o filamento falhasse, isso mostraria qual entre os dois filamentos escolhidos é o ideal para suportar mais peso.

Figura 21: Prótese segurando um balde com água



Fonte: Próprio autor



A tabela abaixo mostra os resultados encontrados pelo teste de força.

Tabela 3: Teste de força

REPETIÇÃO	FILAMENTO ELÁSTICO	FILAMENTO DE NYLON
1	0,272	0,273
2	0,629	0,739
3	0,838	0,811
4	1,141	1,002
5	1,309	1,209
6	1,508	1,414
7	1,604	1,638
8	0	1,804
9	0	2,244
10	0	2,439
11	0	2,632

Fonte: Próprio autor

Como mostrado no teste de força, o fio elástico não teve uma resistência tão boa, falhando no teste quando submetido a uma carga maior que 1,604kg, já o fio de nylon se mostrou o mais adequado entre os testados, suportando ao peso de 2,632 kg (peso do balde com água).

O outro teste, consiste em segurar objetos simples do dia a dia, com o objetivo de validar a interação do perfil das próteses com dois diferentes perfis de objetos utilizados no dia a dia, representados por uma bola de cachorro e uma escova de pentear o cabelo.

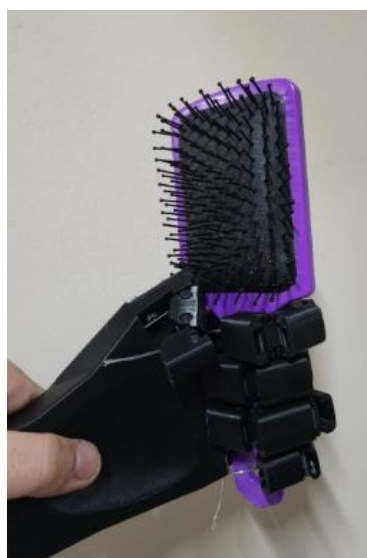
Os dois tipos de filamento foram testados, porém não tiveram diferença de desempenho, tendo resultados semelhantes de movimento e interação dos objetos. As imagens abaixo mostram os objetos testados:

Figura 22: Prótese segurando uma bolinha de cachorro



Fonte: Próprio autor

Figura 23: Prótese segurando uma escova de cabelo



Fonte: Próprio autor

O projeto de uma prótese pode ter muitos níveis de complexibilidade, ainda mais quando se trata de desenho e aquisição de testes por meio de pesquisa. Considerando o tempo de 4 meses, foram feitas bastantes ações com foco em conhecer movimentos para que pudesse replicar através de um projeto mecânico.



Durante o processo de execução da prótese, foi conhecido que a maior parte do esforço estaria na tração do fio, então o filamento escolhido para tencionar o dedo teria um grande impacto no comportamento da prótese, considerando o possível peso que seria submetido.

Observado a tabela 1, pode-se concluir que o melhor filamento para ser usado nesse tipo de prótese é o que possui a maior resistência a tração. De forma geral a prótese desempenhou um bom papel conseguindo resistir a um peso de 2,632 kg, em contrapartida, não foi possível reproduzir movimentos semelhantes aos de uma mão humana, de forma que os dedos não retornam, além de que o polegar não consegue fazer um movimento muito importante para o ser humano, o de pinça.

Sendo assim, é necessário fazer ajustes de dimensional e adaptações de um novo canal para a passagem do filamento na parte posterior da prótese para que todos os movimentos ocorram perfeitamente, tornando assim, possível a utilização da mesma no dia a dia.



CONCLUSÃO

O projeto desenvolvido demonstra que é possível, através da manufatura aditiva, contribuir significativamente para tecnologia assistiva com a impressão de próteses que reproduzem com certa verossimilidade a cinesiologia humana. A prótese apresentou de maneira eficiente os movimentos executados pelas falanges bastante similares aos dedos da mão, quando submetidos aos testes de atividades básicas de vida diária (ABVDs).

Ao segurar uma bola, por exemplo, ocorre na prótese uma das maiores habilidades realizadas pela mão, que é a capacidade de se adaptar a geometria dos objetos, assim como realizar movimentos de pinça no manuseio e manipulação de atividades essenciais como, se alimentar.

Quanto à performance do modelo impresso, seu baixo peso e resistência associados à estrutura interna com menos material sobreposto, comprova em testes que foram aplicados esforços o processo de impressão, os parâmetros configurados na máquina e os materiais escolhidos. Assim como o tempo de cura e solidificação do filamento, os demais parâmetros inerentes a impressão e a metodologia adotada.

Além disso, a simplicidade na construção do mecanismo se relaciona diretamente com uma das premissas idealizadas neste trabalho, que é a possibilidade de uma tecnologia inovadora e promissora na engenharia, também atender a projetos direcionados a usuários socioeconomicamente vulneráveis. Permitindo trazer de volta a qualidade de vida que foi subtraída pelo trauma da amputação do membro.

Deste modo, com as pesquisas e o projeto executado neste trabalho, conclui-se a importância no estudo multidisciplinar que relaciona engenharia, fisiologia e biomecânica para que embasamentos científicos sejam utilizados como ferramentas intelectuais ao projetar uma prótese ativa que seja funcional e atenda de maneira personalizada as demandas individuais de cada usuário.



TRABALHO DE GRADUAÇÃO

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

CARVALHO, L.G. **Proposta de um método de projeto de prótese de membros superiores com a utilização de engenharia e análise do valor.** 2004. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Escola Politécnica da universidade de São Paulo, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2004. Disponível em: <https://teses.usp.br/teses/disponiveis/3/3132/tde-12012006-103703/pt-br.php>. Acesso em 11 nov 2023.

DE CAMARGO LEME, Gustavo P.; POLLI Fujita, André. **Efetividade do treinamento muscular excêntrico no tratamento da tendinopatia patelar** Ensaios e Ciência: Ciências Biológicas, Agrárias e da Saúde, vol. XIII, núm. 2, 2009, pp. 111-124 Universidade Anhanguera Campo Grande, Brasil

GASPAR, H.M.S. **Estudo da biomecânica da mão por aplicação do método dos elementos finitos.** 2010. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Faculdade de Engenharia, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal, 2010. Disponível em: <https://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/62136/1/000149203.pdf> Acesso em: 10 nov 2023.

HENSEN, J.C.D.S.F. **Desenvolvimento de um procedimento para a fabricação de órteses não articuladas de tornozelo e pé por manufatura aditiva.** 2019. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2019. Disponível em: <https://repositorio.utfpr.edu.br/jspui/handle/1/4305> Acesso em: 10 nov 2023.

HIRAYAMA, D. **Reciclagem do copolímero acrilonitrila-butadieno-estireno e do poliestireno de alto impacto oriundos de rejeitos de equipamentos elétricos e eletrônicos na forma de blendas poliméricas.** 2015. Tese (Doutorado em Engenharia Materiais Metálicos, Cerâmicos e Poliméricos) – Escola de Engenharia de Lorena, Universidade de São Paulo, Lorena, 2015. Disponível em: <https://teses.usp.br/teses/disponiveis/97/97134/tde-08102015-172459/pt-br.php>. Acesso em: 15 nov 2023.

MORIMOTO, S. Y. U. et al. **Órteses e próteses de membro superior impressas em 3D: uma revisão integrativa.** Cadernos Brasileiros de Terapia Ocupacional, [S.L.], v. 29, n. 2078, p. 1-14, abr. 2021. FapUNIFESP (SciELO). Disponível em: <https://www.scielo.br/j/cadbto/a/fLwFnzyvCZnGGxPnRLdVt3w/>. Acesso em 10 nov 2023.

POLIS, J.E. **Projeto e construção de parte estrutural de prótese de mão humana com movimentos.** 2009. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009. Disponível em: <https://repositorio.unicamp.br/Busca/Download?codigoArquivo=474453>. Acesso em 09 nov 2023.



<http://ensaios.usf.edu.br> - ISSN 2595-1300

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

RODRIGUES JUNIOR, J.L.; CRUZ L.M.S; SARMANHO, A.P.S. **Impressora 3d no desenvolvimento de pesquisas com próteses.** Rev. Interinst. Bras. Ter. Ocup, Rio de Janeiro. 2018. v. 2, n. 2, p. 398-413, abr. 2018. Disponível em: <https://revistas.ufrj.br/index.php/ribto/article/view/15022>. Acesso em: 10 nov 2023.

TALITA, S.P.S. **Projeto de uma prótese de mão sub-atuada:** mecanismo, interface e sistema de controle. 2012. Dissertação (Doutorado em Ciências em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2012. Disponível em: <https://repositorio.ufmg.br/handle/1843/BUOS-95XFKU>. Acesso em: 11 nov 2023.