

DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE PARA AUSÊNCIA DE FALANGE MEDIANA

DEVELOPMENT OF A PROSTHESIS FOR THE ABSENCE OF THE MIDDLE PHALANX

DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS PARA LA AUSENCIA DE LA FALANGE MEDIA

Daniel de Castro Maciel¹; Ana Paula de Oliveira Zuba²; Humberto Dias Vianna³; Luis Fernando Nicolini⁴.

¹ Universidade Federal de Pelotas - daniel.maciel@ufpel.edu.br

² Faculdade de Ciência e Tecnologia de Montes Claros - annaollivz@gmail.com

³ Universidade Federal de Pelotas - hdvianna@ufpel.edu.br

⁴ Universidade Federal de Santa Maria – nicolini.luis@ufsm.br

Resumo: A falta de um dos dedos da mão, seja por um trauma, doença ou uma anomalia congênita, causa deficiências funcionais e disfunções sociais para o paciente. A indústria hoje disponibiliza diversas opções de próteses, sendo algumas com caráter funcional devolvendo alguns movimentos dos membros perdidos e outras são de caráter estético. No entanto, grande parte dessas próteses possui um valor monetário elevado e apresenta dificuldade na localização de sua fabricação, que geralmente ocorre em países desenvolvidos. Isso se deve a grande complexidade, o que as torna não acessíveis para grande a maioria das pessoas. Além de valor elevado, existe ainda a falta de um modelo que seja simples e funcional, de maneira a atender quem precise de uma prótese individual para dedo ou membro. O objetivo deste trabalho foi desenvolver uma prótese de falange, com o diferencial de um baixo custo econômico. Para isto, foi realizada a pesquisa exploratória com análise qualitativa. O modelo foi desenvolvido através do processo de Impressão 3D e o material utilizado foi o PLA. O protótipo apresentou a flexão esperada, sendo que os ângulos alcançados, corresponderam aos ângulos de flexão dos dedos humanos. Além disso, o modelo também proporcionou a capacidade de executar tarefas cotidianas, como por exemplo, digitação e pegada de objetos. Ainda, o protótipo funciona a partir do movimento do coto do paciente, apresentando uma mobilidade independente e conforto adequado.

Palavras-chave: Prótese funcional, Prótese para dedo, Ausência de falanges, Manufatura aditiva.

Abstract: The lack of one of the fingers of the hand, whether due to trauma, illness, or a congenital anomaly, causes functional deficiencies and social dysfunctions for the patient. The industry today offers various options for prostheses, some with a functional character that restores some movements of the lost limbs, and others with an aesthetic character. However, a large portion of these prostheses has a high monetary value and faces difficulties in locating their manufacture, which generally takes place in developed countries. This is due to their great complexity, making them inaccessible to the majority of people. In addition to the high cost, there is also a lack of a model that is simple and functional, to meet the needs of those who require an individual prosthesis for a finger or limb. The objective of this work was to develop a phalanx prosthesis with the differentiator of a low economic cost. For this purpose, an exploratory research with qualitative analysis was carried out. The model was developed through the 3D printing process, and the material used was PLA. The prototype showed the expected flexion, with the angles achieved corresponding to the flexion angles of human fingers. Furthermore, the model also provided the ability to perform daily tasks, such as typing and grasping objects. Moreover, the prototype operates based on the movement of the patient's stump, presenting independent mobility and adequate comfort.

Key words: Functional prosthesis, Finger prosthesis, Absence of phalanges, Additive manufacturing.

Resumen: La falta de uno de los dedos de la mano, ya sea por un trauma, enfermedad o una anomalía congénita, provoca deficiencias funcionales y disfunciones sociales para el paciente. La industria actual ofrece

diversas opções de próteses, algumas com carácter funcional que devuelven algunos movimientos de los miembros perdidos, y otras de carácter estético. Sin embargo, gran parte de estas prótesis tiene un valor monetario elevado y presenta dificultades para localizar su fabricación, que generalmente se realiza en países desarrollados. Esto se debe a su gran complejidad, lo que las hace inaccesibles para la gran mayoría de las personas. Además del alto costo, también existe la falta de un modelo que sea simple y funcional, para satisfacer las necesidades de quienes requieren una prótesis individual para dedo o miembro. El objetivo de este trabajo fue desarrollar una prótesis de falange con la característica de tener un bajo costo económico. Para ello, se llevó a cabo una investigación exploratoria con análisis cualitativo. El modelo fue desarrollado mediante el proceso de impresión 3D y el material utilizado fue el PLA. El prototipo mostró la flexión esperada, y los ángulos alcanzados correspondieron a los ángulos de flexión de los dedos humanos. Además, el modelo también proporcionó la capacidad de realizar tareas cotidianas, como la escritura y la sujeción de objetos. Además, el prototipo funciona a partir del movimiento del muñón del paciente, presentando una movilidad independiente y un confort adecuado.

Palabras llave: Prótesis funcional, Prótesis de dedo, Ausencia de falanges, Fabricación aditiva.

1. INTRODUÇÃO

A mão humana é um dos membros de maior uso durante a vida de uma pessoa. É constituída de quatro dedos e um polegar, que fazem com que esta seja uma das partes do corpo humano de maior autonomia, permitindo a realização de várias tarefas ao mesmo, com destreza e precisão. A falta de um desses dedos, seja por um trauma, doença ou uma anomalia congênita, pode gerar grandes dificuldades na realização de movimentos necessários para a vida humana, causando aos pacientes deficiências sociais e grande desejo de recuperação do dedo ausente (BRYCE G. RUTTER, 2015).

Desde o momento em que o primeiro humano sobreviveu a uma amputação, o homem tentou fazer partes do corpo de reposição. Uma amputação é uma mudança física irrevogável. Qualquer amputação, por menor que seja, significa a perda de uma parte diferenciada do corpo do paciente e, conseqüentemente, a perda de sua integridade física. Para uma pessoa amputada, a perda de um membro é equivalente à perda de um parente próximo.

A primeira substituição de uma amputação da extremidade superior que parecia ser útil, foi o famoso gancho. Permitiu que o amputado segurasse um objeto para baixo e puxasse-o para ele. Se o objeto pudesse ser cortado sem arruiná-lo, o amputado poderia pegar o objeto. O gancho foi um pouco mais útil do que apenas usar o coto. Se uma pessoa perder um dedo, um segmento de dedo ou uma ponta do dedo, o resultado é o desempenho prejudicado da mão. Ter o dedo amputado gera dificuldade na execução de algumas das tarefas mais básicas. Por exemplo, com um dedo todo ou parcialmente perdido a tarefa de digitar em um computador ou simplesmente discar em um telefone, abotoar uma blusa torna-se significativamente difícil. Esses tipos de tarefas requerem as ações com precisão que apenas os dedos são capazes de oferecer. Os dedos não apenas permitem que

as pessoas executem ações precisas, mas também proporcionam às pessoas maior capacidade de lidar com objetos. Enquanto segura um objeto em uma mão, o peso deste é distribuído por todos os dedos de um usuário. Simplesmente variando a força usada por cada dedo nas mãos do portador, é possível manipular o item em uma infinidade de maneiras. No entanto, se a pessoa não possui um ou mais dedos, a quantidade de precisão para a manipulação e o número de maneiras que o detentor pode manipular o objeto, é consideravelmente diminuído.

O século XX viu os maiores avanços nos membros protéticos. Materiais como polímeros modernos produziram próteses que são fortes, leves, biocompatíveis, com maior pigmentação, procedimentos mais sofisticados, tem levado a bons resultados. (TORRES, 2010).

Atualmente, o mercado disponibiliza alguns modelos para pacientes que perderam um ou mais dedos da mão, porém, a função limitada exibida por esses dispositivos permanece enraizada no formato de um único grau de liberdade. Logo, existe a necessidade de um modelo simples, eficaz, e ainda, não invasivo, que possa ser utilizado pelo paciente sem a necessidade de cirurgia. Para isso, é preciso desenvolver uma estrutura mecânica, capaz de transmitir os movimentos do coto para uma espécie de carcaça, que substituiria alguns dos movimentos básicos do dedo humano, como a flexão. Esta carcaça deve ser feita de um material leve e resistente, com custo-benefício aceitável, que tenha compatibilidade com a pele humana e não cause nenhum tipo de reação alérgica no paciente. Deve ainda, possuir um acoplamento de maior segurança, sem gerar nenhum tipo de incômodo ao paciente (PITKIN, M. 2010).

Como a manufatura aditiva um dos elementos que fazem parte da indústria 4.0 poderia contribuir para produção de próteses? Essa indagação, foi combustível para o desenvolvimento deste trabalho, que tem como objetivo estudar e desenvolver um dedo protético que seja capaz de fornecer movimentos naturais independentes, a fim de reduzir o impacto funcional e psicológico causado pela perda. Primeiramente, será feita uma apresentação breve do histórico de desenvolvimento das próteses, e em seguida serão apresentados os principais materiais utilizados na fabricação de próteses. Ainda, será feita uma explicação sobre o funcionamento da mão humana. Finalmente, este trabalho apresentará as fases de desenvolvimento de um protótipo de prótese para ausência de falange mediana.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo relata o funcionamento de um dedo humano, bem como descreve o processo de protetização, que visa suprir a falta deste membro. Será apresentado um breve

histórico sobre a evolução das próteses, com foco em próteses de mão e dedos, bem como sobre o avanço dos materiais, equipamentos e processos envolvidos no desenvolvimento e criação das próteses.

2.1 Evolução do uso e desenvolvimento de próteses

Desde o momento que o primeiro ser humano se viu sem uma parte do seu corpo, buscou-se uma solução para atingir um grau de movimento que o membro ausente possibilitaria. Dispositivos mecânicos que permitem que amputados andem novamente ou continuem a usar as duas mãos provavelmente já estão em uso desde a antiguidade, sendo os mais notáveis a simples perna de pau e o gancho de mão. Segundo LUCENA (2015), o primeiro registro oficial aconteceu por volta do ano 208 d.c., quando o general Marcus Sergius ganhou uma mão de aço para substituir a sua.

O século XVI viu algumas mudanças, como as articulações inventadas pelo cirurgião/barbeiro do exército francês, Ambroise Paré, considerado por muitos o pai do design de próteses e da cirurgia de amputação (LEAL, 2011). As mãos artificiais da época eram imitações muito bonitas e complexas de mãos reais, mas não eram excepcionalmente funcionais. Torres (2010) explica que a partir dos anos 1500 surgiram próteses feitas de madeira que possuíam tendões artificiais, possibilitando a recriação de movimentos através de reações a movimentos de outras partes do corpo.

Mas foi no século XX que ocorreram significativas mudanças em relação ao avanço das próteses. Torres (2010) explica que foi nesse período que começaram a surgir próteses leves, fabricadas com componentes poliméricos, e produzidas por meio de processos avançados que permitiam uma maior adaptação e melhor uso pelos amputados.

BELTER (2013) afirma que nos últimos vinte anos ocorreram avanços notáveis no desenvolvimento de novas próteses e dispositivos, incorporando os mais recentes avanços tecnológicos, visando próteses mais ágeis, confortáveis e eficazes. No entanto, mesmo os dispositivos de última geração ainda não conseguem combinar alta funcionalidade, durabilidade, aparência e acessibilidade.

2.1 Materiais utilizados na fabricação de próteses

De acordo com a 5ª edição do Dicionário Aurélio da Língua Portuguesa, prótese é uma peça ou equipamento para substituir um órgão ou parte dele. Justamente por se tratar de algo que estará em contato direto com a pele humana, a escolha do material que melhor se adapte ao amputado é de fundamental importância. Com os avanços tecnológicos relacionados às próteses, observa-se também um progresso na escolha dos materiais utilizados em sua fabricação. A aparência física do membro prostético é crucial para o

amputado. Na maioria das vezes, as próteses são revestidas com uma camada de espuma de poliuretano macia projetada para se adequar à forma do membro saudável do paciente. Essa camada de espuma é então coberta por uma meia ou pele artificial que é pintada para coincidir com a cor da pele do paciente (AHMADUN et al, 2010).

Os biomateriais são materiais metálicos, cerâmicos, poliméricos ou compósitos destinados a funcionar adequadamente em um ambiente biológico. Eles são utilizados na fabricação de estruturas ou implantes, bem como para substituir ou reparar estruturas perdidas, tecidos doentes ou danificados, e órgãos "doentes" (PAITAL, DAHOTRE, 2009; WEBSTER, JOHN G, 2006). O campo dos biomateriais ganhou o reconhecimento devido após a primeira reunião realizada sobre o assunto, na Universidade de Clemson, na Carolina do Sul, em 1969 (PAITAL, DAHOTRE, 2009).

Em 1974, em resposta a um pedido da Organização Mundial da Saúde (OMS), o termo biomaterial foi definido como uma 'substância sistemicamente inerte e farmacologicamente concebida para implantação ou incorporação em tecidos vivos'. Em 1983, os biomateriais foram considerados como 'qualquer substância (exceto medicamentos) ou combinação de substâncias, sejam sintéticas ou de origem natural, que podem ser usadas por qualquer período de tempo como um todo ou como parte de um sistema para tratar, aprimorar ou substituir qualquer tecido, órgão ou função do corpo (WEBSTER, 2006).

Os materiais biocompatíveis utilizados para implantes protéticos são titânio e suas ligas, aço inoxidável, cobalto, ligas de cromo, tântalo, polietileno e zircônio (BARBINTA et al., 2013; BONESMART, 2015).

2.2 Aços inoxidáveis

O aço inoxidável é amplamente utilizado em dispositivos traumatológicos temporários, como placas de fratura, parafusos e pinos de quadril, entre outros. Isso ocorre devido ao seu custo relativamente baixo, disponibilidade e facilidade de processamento. No entanto, seu uso em próteses articulares ortopédicas é restrito devido ao fato de que outras ligas metálicas, como as ligas à base de titânio (Ti) e as ligas à base de cobalto-cromo (Co-Cr), apresentam propriedades mecânicas e de resistência à corrosão superiores. Atualmente, novos aços inoxidáveis austeníticos com alto teor de cromo (acima de 20%), nos quais o níquel (Ni) foi parcialmente substituído por manganês (Mn) e com alto teor de nitrogênio (N) (entre 0,3 e 0,4%), estão sendo utilizados em próteses articulares. O nitrogênio estabiliza a fase austenítica e induz um aumento tanto na resistência à corrosão quanto nas propriedades mecânicas, incluindo a tensão de escoamento.

Em comparação com outros implantes metálicos, os aços inoxidáveis apresentam menor resistência mecânica e maior resistência à corrosão, mas possuem maior ductilidade

e menor rigidez. Essa maior rigidez os torna menos adequados do que o titânio em aplicações de substituição óssea (NOURI et al, 2010).

2.3 Titânio

O titânio e suas ligas, originalmente utilizados em aeronáutica, tornaram-se materiais de grande interesse no campo da biomedicina, devido às suas excelentes propriedades que incluem módulo elástico moderado de aproximadamente 110 GPa, boa resistência à corrosão e baixa densidade. O titânio e suas ligas podem se tornar bem integrado no osso. Esta propriedade significativamente melhora o comportamento a longo prazo do implantados, diminuindo os riscos de afrouxamento e falha. (M. NAVARRO et al 2008).

Estas ligas mostram vantagens envolvendo flexibilidade e sua aplicabilidade da formação de estampagem incremental para produzir pequenas peças médicas (implantes customizados). (ARAÚJO et al., 2013; DALEFFE et al., 2013; EKSTEEN E VAN DER MERWE, 2012).

2.4 Ligas de magnésio

O estudo feito por Gérrard Eddy, Jai Poinern, Sridevi Brundavanam e Derek Fawcett, publicado em 2012 no American Journal of Biomedical Engineering buscou mostrar que ligas, à base de magnésio são materiais metálicos leves que são extremamente biocompatíveis e têm propriedades mecânicas semelhantes ao osso natural. O estudo chegou à conclusão de que ao comparar as propriedades do Mg e suas ligas com metais, polímeros, cerâmicas e compósitos, pode ser mostrado que o Mg e suas ligas têm muitas propriedades que não são comparáveis. No entanto, apesar de muitas vantagens, o Mg tem a desvantagem de ter um alto taxa de corrosão no corpo. E como resultado, médicos afirmam que aplicação de implantes à base de Mg tem sido severamente limitada devido ao ambiente aquoso eletrolítico do cloreto fluido corporal rico (pH entre 7,4 e 7,6).

2.5 Cobalto

O cobalto-cromo possui propriedades atraentes de inércia biocompatibilidade e durabilidade mecânica (FABI et al., 2012). Em um estudo envolvendo 72 próteses de quadril com utilização de CoCr, a incidência de soltura asséptica foi de 4% em uma média de 8,5 anos de acompanhamento (MATASSI et al., 2013). As hastes femorais com contatos de CoCr demonstraram um melhor sucesso clínico em termos de sobrevivência e fixação. SAKALKALE et al. (2022) relataram um crescimento estável de 95% das hastes de CoCr em uma média de 11,4 anos.

No entanto, análises de crescimento revelaram um crescimento mínimo e a formação de tecido fibroso em implantes revestidos com esferas de Co-Cr, e esses resultados podem ser preocupantes, uma vez que isso pode dificultar o sucesso da fixação a longo prazo.

2.6 Polímeros

Os materiais poliméricos também têm sido amplamente utilizados em várias aplicações de engenharia de tecidos devido às suas muitas propriedades atraentes, como a leveza, a ductilidade natural, a biocompatibilidade e a biodegradabilidade. Os polímeros são materiais compostos por moléculas grandes, constituídas por repetições de unidades estruturais chamadas monômeros. Geralmente, esses monômeros são ligados por ligações químicas covalentes, com ligações cruzadas ocorrendo ao longo da molécula.

A quantidade de ligações cruzadas é o que confere ao polímero suas propriedades físico-químicas distintas. Muitos materiais poliméricos têm sido objeto de pesquisa desde que os processos naturais do corpo passaram a ser capazes de lidar facilmente com os subprodutos resultantes de sua degradação, permitindo que esses subprodutos sejam facilmente excretados pela urina (GÉRRARD EDDY et al., 2012).

Polímeros naturais, como polissacarídeos derivados de ácido hialurônico e materiais à base de proteínas, como fibrina, gel e colágeno, têm demonstrado resultados favoráveis em várias aplicações de engenharia de tecidos (GÉRRARD EDDY et al., 2012).

Estudos semelhantes que utilizam biopolímeros sintéticos compostos por monômeros de alta pureza simples, fabricados sob condições de formação controláveis, resultaram na produção de diversos andaimes e implantes de tecidos com propriedades físico-mecânicas ajustáveis e previsíveis. Esses biopolímeros também têm baixa toxicidade no corpo e sua taxa de degradação pode ser facilmente controlada. Exemplos de biopolímeros sintéticos biodegradáveis incluem o Poli(ácido láctico) (PLA), o Poli(ácido L-láctico) (PLLA), o Poli(ácido láctico-co-glicólico) (PLGA), a Policapro lactona (PCL) e o Poli(glicólico) (PGA). Esses biopolímeros são geralmente ésteres de poli- α -hidroxialcanóico que sofrem desesterificação no corpo à medida que o polímero se degrada em metabólitos simples (GÉRRARD EDDY et al., 2012).

As suturas biodegradáveis atualmente disponíveis para uso clínico são feitas de PLA e PGA. Esses biopolímeros sintéticos também podem ser fabricados em diferentes formas e estruturas, como pellets, hastes, discos, filmes e fibras, conforme necessário para aplicações específicas. Algumas dessas aplicações incluem suturas biodegradáveis, ósseas e dentárias, materiais de enxerto ósseo, placas, parafusos, pinos, dispositivos de fixação e aplicações de baixa carga na ortopedia (GÉRRARD EDDY et al., 2012).

No entanto, apesar de suas muitas propriedades atraentes, os biopolímeros têm uma resistência menor em comparação com cerâmicas e metais, o que resultou em seu uso

predominantemente na reconstrução de tecidos moles e em aplicações de baixa carga

2.7 Cerâmicas

As cerâmicas são materiais não-metálicos, inorgânicos, que são usados em aplicações de engenharia de tecidos duros e coletivamente denominados biocerâmicas. As propriedades importantes das biocerâmicas que as tornam altamente desejáveis para aplicações biomédicas são:

- Elevada resistência física;
- Estabilidade química e térmica;
- Boa resistência ao desgaste;
- São duráveis no corpo ambiente.

Além disso, elas (as biocerâmicas) estão prontamente disponíveis, podem ser moldadas para se adequar à aplicação, são biocompatíveis, hemocompatíveis, não tóxicas, não imunogênicas e podem ser facilmente esterilizadas (GÉRRARD EDDY et al., 2012).

No entanto, ao contrário do magnésio (Mg) e suas ligas, as biocerâmicas, como o HAP (hidroxiapatita), tendem a ser frágeis, têm baixa resistência à fratura e não são tão resistentes. Mesmo assim, as biocerâmicas encontraram aplicações nas articulações do quadril, revestimentos de implantes, reconstrução maxilofacial, engenharia de tecido ósseo e dispositivos de entrega de drogas (GÉRRARD EDDY et al., 2012).

2.8 Fibra de carbono

A principal característica das próteses modernas é o fato de que elas podem ser personalizadas para corresponder à altura, peso e estrutura muscular do indivíduo. Assim, o material utilizado deve ser adequado para a tecnologia de fabricação de moldagem. A maior vantagem dos compósitos de fibra é que eles se prestam à produção de componentes profundos com paredes finas e curvas compostas. Utilizando matrizes divididas em combinação com métodos de moldagem por transferência de resina e pré-impregnação, é possível produzir qualquer tipo de estrutura complexa. (SELIM KÜSEFOĞLU, 2018)

Com os avanços recentes nos métodos de moldagem de materiais compósitos, tornou-se possível alcançar níveis variados de resistência e módulo em diferentes regiões de um componente. Especialmente com o uso da moldagem por transferência de resina e modernas técnicas de colocação de fibras (como a colocação de reboque), é possível obter uma variação precisa na espessura da parede em diferentes partes do componente.

Nos animais de sangue quente, músculos e tendões facilitam os movimentos do

corpo, enquanto ossos e articulações são os componentes que suportam o peso. As próteses atualmente aprovadas pelas autoridades médicas e rotineiramente usadas na prática assumem a função dos ossos. Próteses ativas com fontes internas de energia ainda estão em fase de desenvolvimento. Para que uma prótese substitua um osso, ela deve ter uma resistência mecânica semelhante à do osso nativo. Os compostos de carbono/epóxi atualmente disponíveis produzem facilmente uma resistência à tração de 700 MPa e um módulo de elasticidade de 70 GPa. Considerando sua densidade de 1,6 g/mL, torna-se evidente a alta força específica deste material. Além de sua resistência à tração, alta resistência à compressão e tenacidade à fratura contribuem para as qualidades superiores deste material (SELIM KÜSEFOĞLU, 2018).

A resistência específica do composto de carbono/epóxi mencionado é tão alta que torna possível produzir uma prótese que possui a mesma força que uma perna natural, mas é 60% mais leve ao mesmo tempo. As primeiras próteses de fibra de carbono eram, de fato, muito leves. No entanto, experimentos nos anos 70 mostraram que essas próteses ultraleves não eram práticas, pois interferiam na distribuição ótima do peso do corpo humano, resultando em dificuldades em atividades como sentar-se e dobrar-se. Isso indica que, em vez do peso total da prótese, é a distribuição de peso e o momento angular resultante que importam. Graças a esse novo material, uma prótese total da perna pode pesar apenas 2 a 3 quilos, enquanto a perna de um homem pesando 80 quilos normalmente pesa cerca de 13 a 14 quilos (SELIM KÜSEFOĞLU, 2018).

Especialmente em próteses de membros inferiores, a adição de pesos de chumbo perto da região do joelho em um componente leve facilita os movimentos da articulação. Também foi descoberto que o peso das próteses de braço deve ser aproximadamente o mesmo que os músculos estão acostumados a mover ao longo de sua vida. A afinidade fina, conectando um peso à localização mais apropriada na prótese e espalhando ou concentrando esse peso em um ponto, é extremamente simples com compósitos de fibra de carbono/epóxi. Isso torna esse material altamente bem-sucedido na fabricação de próteses (SELIM KÜSEFOĞLU, 2018).

Além de possuir alta resistência, qualquer material utilizado em uma prótese deve ser fácil de limpar, não higroscópico, resistente à corrosão e a infecções bacterianas e fúngicas, resistente aos raios UV, não sensível ao suor e ao sal, e cosmeticamente aceitável. Após a cura e lavagem, a resina epóxi não irrita a pele humana e não causa alergias. A exposição acidental da pele à prótese não causa nenhum dano. Os compósitos de carbono exibem todas as propriedades desejadas (SELIM KÜSEFOĞLU, 2018).

Outro requisito importante de um material protético é a resistência à fadiga. É evidente que a carga a que uma prótese está sujeita não permanece constante, mas varia a cada passo, fazendo com que o dispositivo se curve continuamente e retorne à sua forma original. Todos os materiais conhecidos perdem um pouco de sua força após repetidas

dobras por um certo número de ciclos, o que pode levar à falha do componente. Naturalmente, uma redução gradual na resistência e uma vida útil curta não são aceitáveis para um dispositivo protético.

Nas próteses de alumínio dos anos 60, por exemplo, a vida útil era de apenas 1 ano. Os quatro modos distintos de falha observados nos compósitos submetidos a flexões repetidas incluem o craqueamento da matriz polimérica, a ruptura da fibra, a delaminação das camadas e a separação na interface matriz/fibra. Dentre esses modos, a separação na interface fibra/matriz tem o maior impacto na vida útil do componente (SELIM KÜSEFOĞLU, 2018).

2.9 Processos de fabricação das próteses de mão

A tendência atual na produção de próteses está voltada para a aplicação de sistemas de processamento digital de informações e o uso de máquinas-ferramentas controladas por computador (CNC) (Ondřej et al., 2015). Na prática médica, a prótese é um dispositivo artificial, especialmente no campo da biomecatrônica, que auxilia os seres humanos em relação ao controle motor perdido devido a traumas, doenças ou incapacidades.

Uma prótese é um componente complexo que precisa atender a uma série de requisitos frequentemente conflitantes. O material da prótese deve ser resistente ao desgaste, rígido, porém leve, seguro e com uma aparência realista.

Cada prótese é personalizada para atender a necessidades específicas, o que limita a aplicação de muitas tecnologias de produção. A fabricação de próteses está relacionada a requisitos especiais de suprimentos médicos, tempo de produção e, não menos importante, custos. Essas exigências tornam desafiante a adoção de novas tecnologias (CHEN et al., 2010).

Pode-se afirmar que poucas tecnologias desempenharam um papel tão importante na fabricação de alta precisão e tolerância estreita quanto a usinagem CNC. A capacidade de confiar em coordenadas programadas assistidas por computador, auxiliadas por operadores de máquinas altamente treinados e especializados, possibilitou avanços em diversos setores, desde a aviação até a arquitetura, e, é claro, na indústria médica (JACOB SCHWARTZ, 2015).

Naturalidade, fidelidade e precisão são cruciais para o sucesso de dispositivos médicos e próteses. Garantir o ajuste adequado para dispositivos protéticos ou exigir um alto grau de precisão para evitar interferências com outras funções corporais críticas em dispositivos implantados internamente é essencial. Não há espaço para erros em dispositivos projetados para interagir perfeitamente com o corpo humano (JACOB SCHWARTZ, 2015).

A variedade de materiais que podem ser usinados em CNC também desempenha um papel significativo na importância desse processo para o campo da medicina. Implantes médicos e próteses podem atender a diversas necessidades, cada uma com diferentes

requisitos de força, flexibilidade, entre outros. A capacidade de usinar peças CNC com alto nível de precisão e produzi-las a partir dos materiais mais resistentes garante a integridade, versatilidade e resistência de dispositivos e peças, eliminando qualquer preocupação nesse aspecto (JACOB SCHWARTZ, 2015).

A impressão 3D, ou manufatura aditiva, é um processo de fabricação de objetos sólidos tridimensionais a partir de um arquivo digital. Esse processo tem revolucionado aspectos da medicina desde o início do século XXI, assim como impactou muitas outras indústrias, desde automóveis até vestuário. Um de seus principais benefícios é a capacidade de criar produtos sob medida de maneira rápida e eficiente (IAN BIRRELL, 2017).

Especialistas têm desenvolvido pele impressa em 3D para vítimas de queimaduras, dispositivos de imobilização de vias aéreas para bebês, peças de reconstrução facial para pacientes com câncer e até implantes ortopédicos. Essa tecnologia em rápido desenvolvimento já produziu mais de 60 milhões de aparelhos auditivos personalizados e moldes auriculares, ao mesmo tempo em que diariamente fabrica milhares de coroas e pontes dentárias a partir de digitalizações digitais dos dentes, substituindo os métodos tradicionais de modelagem em cera usados por séculos (IAN BIRRELL, 2017)

Implantes e próteses podem ser produzidos em praticamente qualquer forma imaginável, traduzindo radiografias, ressonâncias magnéticas ou tomografias computadorizadas em arquivos digitais para impressão 3D. Esse processo tem sido amplamente utilizado na área da saúde (C. LEE VENTOLA, 2014).

Uma equipe de pesquisa do Instituto de Pesquisa BIOMED, na Bélgica, alcançou um marco ao realizar com sucesso o implante da primeira prótese mandibular de titânio impressa em 3D. O processo envolveu a fusão a laser de camadas finas sucessivas de titânio em pó para criar o implante. Em um caso anterior, em 2013, a Oxford Performance Materials recebeu aprovação da FDA para um implante craniano impresso em 3D feito de Poli(éter-éter-cetona) (PEEK), que foi implantado com sucesso no mesmo ano. Outra empresa, a LayerWise, especializada em manufatura 3D ortopédica, desenvolveu uma orelha anatômica impressa em 3D capaz de detectar frequências eletromagnéticas. Esta orelha foi produzida utilizando silício, condroblastos e nanopartículas. A tendência atual aponta para a criação de implantes impressos em 3D usando uma variedade de metais, polímeros e, mais recentemente, até mesmo células vivas. A impressão 3D causou um impacto significativo na fabricação de aparelhos auditivos, com 99% dos aparelhos personalizados sendo produzidos dessa maneira devido à eficiência e economia proporcionadas pela tecnologia. A introdução bem-sucedida de aparelhos auditivos personalizados no mercado foi facilitada pela classificação como dispositivos médicos de classe I para uso externo, sujeitos a menos restrições regulatórias. Um exemplo adicional de sucesso comercial na impressão 3D é a produção em massa de alinhadores dentais Invisalign, atingindo a marca de 50.000 unidades por dia. (Referência: C. LEE VENTOLA, 2014)

Com o avanço da tecnologia de impressão 3D, sua acessibilidade e portabilidade estão aumentando, o que resulta em uma melhoria significativa na velocidade e eficiência da entrega de soluções médicas para quem precisa, afetando desde equipes militares até médicos civis. Alguns dos benefícios, vantagens e possibilidades da impressão 3D incluem (JACOB SCHWARTZ, 2015):

- Redução de custos sem precedentes para peças personalizadas de curto prazo, como próteses;
- Base CAD para impressão 3D permite tempos de execução menores e, em alguns casos, produção mais rápida que a usinagem CNC;
- Lista crescente de materiais disponíveis, incluindo biomateriais;
- Capacidade de produzir peças de qualidade médica, fortes e sólidas - não apenas protótipos;
- Potencial incrível para o futuro da medicina.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo descreve as fases da evolução deste trabalho, visando obter um modelo de prótese de dedo para utilização através de segmentos mecânicos acoplados à mão humana. Apresenta ainda a busca por um modelo que atinja os requisitos morfológicos adequados, simplicidade de construção, boa mobilidade e baixo valor monetário em relação aos modelos similares existentes.

3.1 Metodologia aplicada

A metodologia deste trabalho consistiu em primeiro realizar o estudo aprofundado dos tipos de próteses de mão, através de pesquisas e contato com pacientes que relataram suas experiências, ainda como suas características de funcionamento e utilização. Após entender como funcionam as próteses mecânicas atuais, foi preciso compreender quais são os mecanismos que podem ser usados para transmitirem o movimento do coto para uma estrutura externa. Para desenvolver a estrutura externa, que será de funcionamento mecânico, foi necessário entender quais são os tipos de amputação dos dedos, e quais os graus de liberdade são possíveis recuperar após a perda de um desses membros. Para isso, foram utilizados métodos antropométricos para obter as medidas reais de um dedo humano para posterior modelagem tridimensional do dispositivo através de um software de modelagem – *SOLIDWORKS*.

Finalmente, utilizando a impressão 3D, foi possível criar o primeiro protótipo e, assim, realizar um estudo sobre seus esforços e a detecção de pontos críticos. Além disso, foi necessário identificar um acoplamento resistente e firme que não causasse desconforto ao paciente.

3.2 Tipos de pesquisa

Para a realização deste trabalho, foi empregada a pesquisa exploratória, que consiste em familiarizar o pesquisador com o objeto de estudo. O método de pesquisa adotado foi o experimental com análise qualitativa. Os experimentos foram conduzidos por meio da utilização de modelos criados por impressão 3D. A pesquisa exploratória foi realizada por meio do contato direto com um paciente que possui amputação de falange mediana, sendo de extrema importância para compreender e visualizar melhor os movimentos recuperáveis e ajustáveis. Além disso, essa interação desempenhou um papel crítico na coleta de dados necessários para a fabricação do acoplamento.

3.3 Obtenção de medidas do dedo e da mão do paciente

O desenvolvimento de uma estrutura funcional, resistente e confortável para o amputado requer medidas adaptadas à mão do indivíduo em questão. Considerando-se que cada corpo humano possui suas próprias particularidades, as medidas antropométricas de um determinado paciente foram usadas. Essas medidas incluíram o comprimento do dedo indicador esquerdo, o comprimento e o diâmetro do coto. A etapa de coleta dessas medidas pode ser vista na Figura 1.

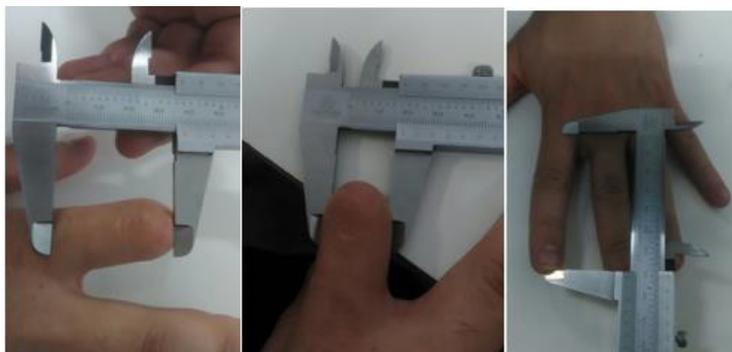


Figura 1 - Coleta de medidas
Fonte: Elaborada pelo Autor

As medidas coletadas foram as seguintes:

- Diâmetro do coto: 21,5 mm;
- Comprimento do coto: 33 mm;
- Comprimento do dedo indicador da mão esquerda: 65 mm.

Essas medidas foram obtidas com o objetivo de criar um modelo que se assemelhe o mais próximo possível às características do dedo que foi amputado, no caso, o dedo indicador da mão direita.

3.4 O desenho

Após a obtenção precisa das medidas, seguimos com um primeiro esboço 2D a mão livre para visualizar melhor o projeto. Em seguida, criamos um desenho 3D utilizando o software *SOLIDWORKS*. Este desenho foi mais preciso e serviu como o primeiro modelo de protótipo. A Figura 2 apresenta o modelo desenhado no *SOLIDWORKS*.

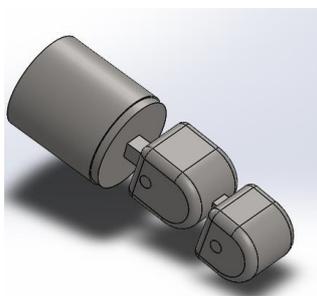


Figura 2 - Desenho do protótipo
Fonte: Elaborada pelo Autor

O desenho feito no *SOLIDWORKS* representou extrema importância para os primeiros testes e simulações. Através do modelo obtido, foi possível visualizar as ações que seriam recuperadas e quais estruturas precisariam ser desenvolvidas para alcançar deslocamentos eficientes. Utilizando as ferramentas de montagem e simulação disponíveis neste software, conduzimos os primeiros estudos de movimentos, bem como os graus de deslocamento que o modelo possibilitaria. Na Figura 3, é possível observar o modelo totalmente aberto e totalmente fechado.

sólidos tridimensionais a partir de um arquivo digital. A criação de um objeto impresso em 3D é obtida usando processos aditivos, nos quais o objeto é criado colocando camadas sucessivas de material até que o objeto final seja formado. Cada uma dessas camadas pode ser vista como uma seção transversal horizontal finamente fatiada do objeto eventual. A impressão 3D é o oposto da fabricação subtrativa, que envolve cortar ou esvaziar um pedaço de metal ou plástico, por exemplo, com uma fresadora. A impressão 3D permite produzir formas complexas e funcionais usando menos material do que os métodos tradicionais de fabricação.

Após a etapa de realização do projeto no *SOLIDWORKS*, foi feita a impressão 3D do modelo. Para isso, utilizamos um software chamado *REPETIER HOST*, que facilitou a comunicação entre o computador e a impressora. A impressora utilizada foi a apresentada na Figura 5, e o material utilizado foi o PLA (poliácido láctico).



Figura 5 - Dimensões do desenho
Fonte: Elaborada pelo Autor

Para finalizar foi realizado as impressões, em local silencioso com temperatura controlada por ar condicionado por volta de 20°C, para garantir melhor resultado na secagem.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo, serão apresentados os resultados obtidos do projeto inicialmente proposto, bem como a discussão sobre o desempenho do dedo protético. Esta análise visa avaliar o impacto e a eficácia do modelo desenvolvido utilizando o processo de impressão 3D e o material PLA.

O desenvolvimento do projeto teve início ao comparar quais os graus de liberdade uma prótese de dedo poderia recuperar em relação ao membro amputado. Após um estudo, foi montado um desenho comparativo entre o dedo humano e uma possível estrutura. Essa estrutura apresentava movimentos de flexão semelhantes aos das falanges distais e médias. A Figura 6 apresenta o desenho que serviu como base para as primeiras ideias de protótipo.

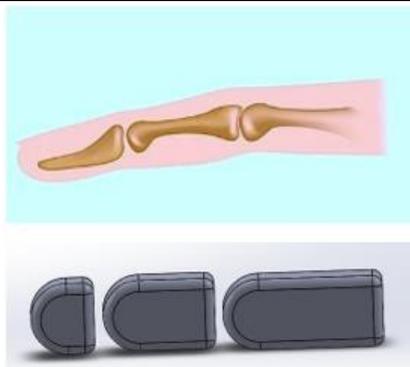


Figura 6 - Desenho base protótipo
Fonte: Elaborada pelo Autor

Este desenho foi importante para entender de fato quais movimentos poderiam ser recuperados e qual mecanismo básico a prótese precisaria apresentar para atender o paciente. Criamos o primeiro modelo de protótipo utilizando o software *SOLIDWORKS* e, em seguida, iniciamos os testes com o paciente, visando avaliar a eficácia e a adaptabilidade da prótese.

O PLA (Poliácido Láctico) e o ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno) são os dois materiais para impressão 3D mais comuns. Ambos são termoplásticos, o que significa que entram em um estado macio e moldável quando aquecidos e retornam a um sólido quando resfriados. Através do processo de impressão 3D, ambos são derretidos e depois extrudados através de um bico extrusor para construir as camadas que criam uma peça final.

Com resistências à tração não muito diferentes, o ABS e o PLA são adequados para muitas aplicações de prototipagem. O ABS é frequentemente preferido devido à sua maior ductilidade em relação ao PLA. Com uma resistência à flexão maior e um melhor alongamento antes de quebrar, o ABS impresso em 3D pode ser utilizado em aplicações de uso final, enquanto o PLA permanece popular para prototipagem rápida, especialmente quando a forma é mais crítica do que a função.

Para aplicações de alta temperatura, o ABS (temperatura de transição vítrea de 105 °C) é mais adequado do que o PLA (temperatura de transição vítrea de 60 °C). O PLA pode perder rapidamente sua integridade estrutural e começar a ceder e deformar, especialmente quando está sob carga, ao se aproximar dos 60 °C.

Portanto, por se tratar de um protótipo, e não produto final, foi escolhido o PLA para impressão do modelo. A Figura 7 apresenta a estrutura impressa utilizando o PLA, destacando seu acabamento e seus detalhes.

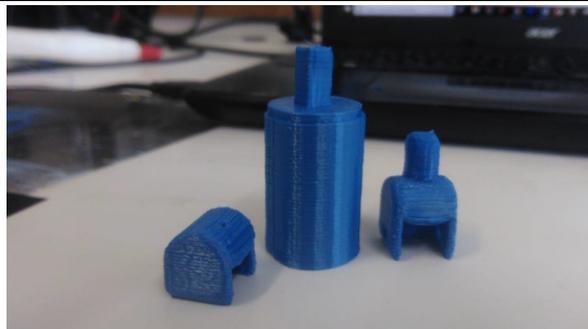


Figura 7 - Acabamento da estrutura

Fonte: Elaborada pelo Autor

Apesar de ser um material excelente para prototipagem, o PLA foi descartado como material para a prótese finalizada. Além de não suportar altas temperaturas, observou-se também um alto desgaste do protótipo quando este foi exposto ao sol ou teve contato com água.

Para impressão 3D foi considerado os vários processos de fabricação existentes, optou-se pela impressão 3D devido à sua eficiência e rapidez. Para imprimir o modelo, escolheu-se o software *REPETIER HOST* para facilitar a comunicação entre o computador e a impressora.

A Figura 8 apresenta a peça importada do *SOLIDWORKS* na interface do *REPETIER HOST*, pronta para ser impressa.

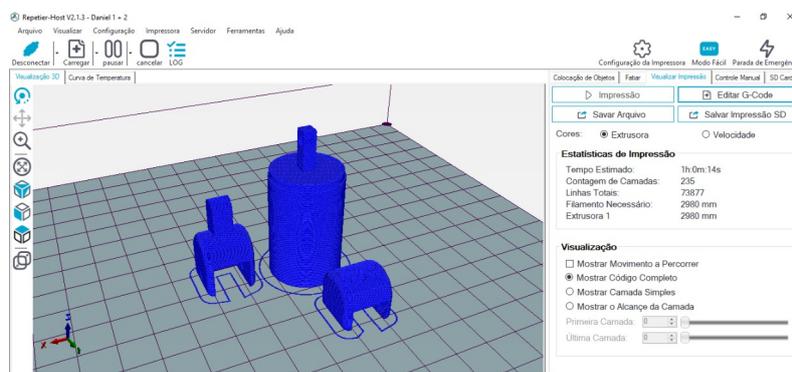


Figura 8 - Interface *Repetier Host* - Peça pronta para impressão

Fonte: Elaborada pelo Autor

Antes da impressão, é possível ajustar as configurações finais do modelo a ser impresso. As configurações mais impactantes para este modelo incluíram o preenchimento, a velocidade de impressão, a posição em que a peça foi impressa e a escala de impressão do protótipo. A Figura 9 apresenta as configurações definidas para o preenchimento e a velocidade de impressão.

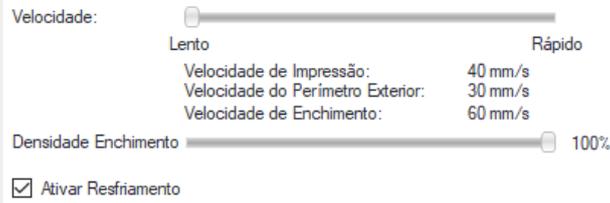


Figura 9 - Configurações de impressão: Velocidade e preenchimento
Fonte: Elaborada pelo Autor

A impressão 3D é um processo aditivo de fabricação em que as peças são construídas em camadas horizontais sobre uma mesa de impressão. Observou-se que quanto mais fina for essa camada, mais demorada é a impressão do modelo, mas resulta em uma aparência visual superior do protótipo, com uma superfície mais lisa e maior resistência da peça. Por outro lado, camadas mais espessas aceleram a impressão, mas as linhas das camadas podem se tornar visíveis.

Conforme mencionado anteriormente, a posição em que as peças são impressas também é importante. Observou-se que, dependendo da posição de impressão configurada, a peça apresentava um acabamento melhor ou pior. A Figura 10 mostra a posição que resultou no melhor e no pior acabamento.

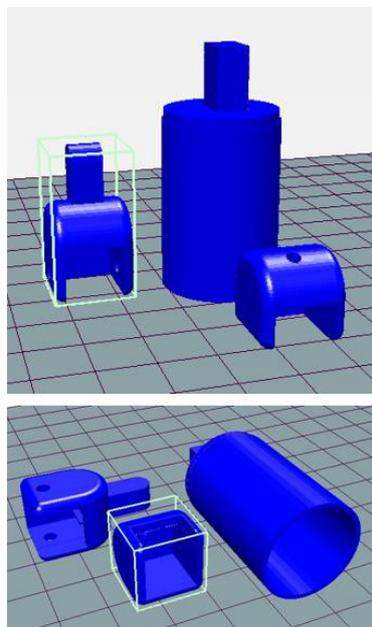


Figura 9 - Configurações de impressão: Posição da peça
Fonte: Elaborada pelo Autor

Outro detalhe importante em relação às configurações que antecederam a impressão

do modelo é a escala de impressão. O software *REPETIER HOST* interpreta a peça com as mesmas medidas que recebe da peça importada, neste caso, com as dimensões do modelo criado no *SOLIDWORKS*.

Portanto, foi essencial não alterar as configurações de escala para garantir que o modelo fosse impresso nas dimensões desejadas.

O acoplamento do primeiro protótipo, de caráter experimental, teve como objetivo identificar o acoplamento que oferecesse resistência, conforto e firmeza na mão do paciente. O modelo apresentado na Figura 10 mostra o encaixe que melhor atendeu aos requisitos mencionados anteriormente.



Figura 10 - Acoplamento
Fonte: Elaborada pelo Autor

Como este modelo de prótese é acoplado na mão do paciente sem a necessidade de medidas intrusivas, ou seja, sem cirurgia, o protótipo foi construído com base nas medidas diretamente coletadas do coto do membro do paciente. Isso foi fundamental para garantir um encaixe adequado do protótipo. As medidas possibilitaram o ajuste preciso do acoplamento do modelo, eliminando folgas e evitando qualquer desconforto para o paciente. Portanto, não há risco de a prótese se soltar da mão do paciente, e o modelo é confortável para ele.

O grande desafio deste projeto era desenvolver uma estrutura funcional que pudesse recuperar os movimentos perdidos devido à amputação da falange mediana. Para isso, foi necessário criar uma estrutura com duas partes móveis, uma representando a falange média e a outra representando a falange distal. A Figura 11 mostra a evolução dos protótipos usados para desenvolver essas partes móveis.



Figura 11 - Protótipos Impressos

Fonte: Elaborada pelo Autor

O último modelo apresentado na Figura 11 é a estrutura que atendeu com sucesso ao requisito de flexão. Os ângulos alcançados utilizando esta estrutura podem ser vistos na Figura 12.

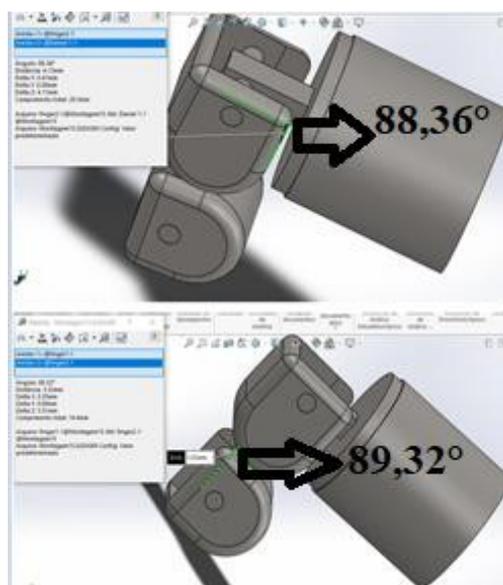


Figura 12 - Graus de flexão

Fonte: Elaborada pelo Autor

Conforme pode ser visto na imagem, os ângulos alcançados foram de $88,36^\circ$ entre a parte que representa a falange proximal e a falange mediana, e de $89,32^\circ$ entre a parte que representa a falange mediana e a falange distal. Isso é um excelente resultado, uma vez que a falange mediana se curva em aproximadamente 90° em relação à falange proximal, e a falange distal também se curva aproximadamente 90° em relação à falange mediana.

Em relação à funcionalidade do modelo, além da flexão da prótese, era necessário criar um mecanismo que reproduzisse o movimento natural do dedo perdido. Isso significa que a flexão da prótese deveria ser um movimento suave e natural, sem a necessidade de esforço ou movimentos bruscos. Além disso, era desejável que o modelo funcionasse de forma independente, ou seja, sem a necessidade de mover a mão ou os outros dedos para

que a prótese se flexionasse. Para alcançar isso, inspiramo-nos no funcionamento natural da mão humana e na imitação do movimento dos tendões. Ao dobrar um dos dedos, os tendões atuam como linhas que puxam as falanges, resultando na flexão das articulações.

Fundamentando-se nessa lógica, foi cogitada uma estrutura que se flexionasse da mesma maneira que os dedos humanos: através de uma linha que puxa as falanges. A Figura 13 apresenta a estrutura impressa durante a realização do teste de flexão.

Nesta Figura 13, é possível ver a estrutura em três momentos: primeiro, sem nenhum tipo de movimentação; segundo, parcialmente flexionada; e por último, o mecanismo em seu estado total de dobra. Isso acontece devido à linha que funciona como referência para o movimento.



Figura 13 - Flexões do protótipo
Fonte: Elaborada pelo Autor

A linha utilizada foi o fio de nylon, que apresentou excelentes resultados em relação à resistência e ao atrito mínimo com a estrutura. Para funcionar corretamente, o fio de nylon é preso na terceira parte da estrutura, representando a falange distal. Em seguida, o fio é passado pela segunda parte da estrutura, representando a falange média. Para evitar qualquer desconforto para o paciente, o fio é finalmente direcionado para o exterior da primeira parte da estrutura, que está acoplada diretamente no coto do paciente, na falange proximal.

Na Figura 14, é possível ver o protótipo sendo testado pelo paciente. A linha segue pelo dorso da mão e é presa em uma pulseira no pulso do paciente. Assim, quando ocorre o movimento do coto, a estrutura tende a se movimentar nas mesmas proporções que o coto. Por exemplo, quanto mais o coto é abaixado, maior é a flexão da estrutura



Figura 14 - Teste do protótipo
Fonte: Elaborada pelo Autor

A grande vantagem deste mecanismo é a independência do movimento. Como a flexão da estrutura é diretamente proporcional ao movimento do coto, o paciente pode dobrar a estrutura de maneira natural, precisando apenas do movimento do coto. Graças a esse mecanismo, o paciente pode retomar tarefas como digitar, pegar objetos com firmeza, amarrar cadarços, entre outras atividades. No entanto, vale destacar que o modelo não permite ao paciente manter o dedo abaixado e reto, pois qualquer movimento do coto resulta diretamente na flexão da estrutura.

O protótipo final, desenvolvido através impressão 3D, mostrou-se extremamente satisfatório em termos de funcionalidade. A Figura 15, apresenta o paciente com todos os dedos esticados, e logo em seguida, com todos os dedos totalmente flexionados, inclusive a prótese.



Figura 15 - Teste do protótipo – Flexão
Fonte: Elaborada pelo Autor

É importante destacar que o objetivo principal deste trabalho era desenvolver uma estrutura mecânica funcional capaz de recuperar os movimentos perdidos devido à ausência

da falange mediana. Este mecanismo atendeu com sucesso ao objetivo proposto. A prótese se move naturalmente com apenas a mobilidade do coto, sem a necessidade de mover os outros dedos ou a mão. No que diz respeito à retomada de outras tarefas, como digitar em um computador ou segurar um objeto usando, por exemplo, o polegar e o dedo indicador, este mecanismo também teve um desempenho satisfatório. Nas figuras 16 é possível observar o paciente executando tais tarefas.

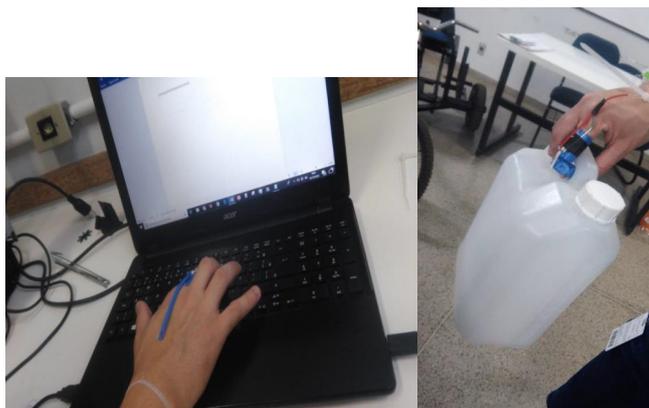


Figura 16 - Teste do protótipo: Pegar objetos
Fonte: Elaborada pelo Autor

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A ausência de um dos dedos da mão, seja por amputação, doença ou anomalia, causa deficiências funcionais e sociais nas pessoas afetadas. Atualmente, o mercado não oferece próteses de baixo custo com funcionalidade adequada para atender a essas necessidades. Portanto, este trabalho teve como objetivo desenvolver uma prótese para a falta da falange mediana que fosse simples, funcional e acessível, permitindo a recuperação parcial ou total dos movimentos que o dedo ausente possibilitaria. Após o desenvolvimento do trabalho, chegou-se à seguinte conclusão:

a) Para fins de protótipo, o PLA atende satisfatoriamente às características exigidas, apresentando um bom acabamento quando submetido ao processo de Impressão 3D. No entanto, não pode ser utilizado na fabricação do produto final devido à falta de alta resistência, baixa tolerância a altas temperaturas e sensibilidade a danos causados pela exposição ao sol ou à água. Apesar de o ABS ser mais resistente, optou-se pelo PLA devido à sua capacidade de manter cantos e detalhes mais nítidos após a impressão 3D em comparação com o ABS.

b) A impressão 3D é um processo rápido, simples e viável para a fabricação de protótipos.

Embora a impressora utilizada não tenha uma precisão muito alta, os resultados obtidos atenderam às expectativas. No entanto, alguns detalhes foram prejudicados devido à baixa qualidade da impressão, como os furos do protótipo.

c) Em relação aos eixos, o PLA não oferece um bom resultado devido ao grande atrito que possui. A utilização de eixos de aço oferece um movimento melhor, mesmo que seja apenas no protótipo.

d) A linha de *nylon*, apresenta uma excelente resistência e pouco atrito com a estrutura, sendo que quanto menor o diâmetro da linha utilizada, mais suave é o movimento.

e) O modelo final do protótipo, embora ainda necessite de alguns ajustes e aprimoramentos, possui um grande potencial para se tornar uma prótese final. É simples e funcional, e sua facilidade de uso é um fator positivo, pois não requer cirurgia invasiva. Para utilizar esse mecanismo, o usuário só precisa colocar uma pulseira e encaixar a prótese no dedo apropriado, como um grande anel. A flexão do dedo protético é acionada pelos movimentos naturais do dedo residual no qual o dispositivo é colocado. Cada dedo protético pode ser operado independentemente e de maneira natural. Portanto, este trabalho representa uma contribuição significativa para o desenvolvimento de próteses, oferecendo a possibilidade de criar um modelo simples, funcional, resistente e de baixo custo.

REFERÊNCIAS

AHMADUN, F.R., A. PENDASHTEH, D.R.A. BIAK, L.C. ABDULLAH AND S. MADAEN ET AL., 2008. **Treatment of synthetic produced water in SBR coupled membrane with isolated tropical halophile microorganism consortium.** Proceedings of the 8th International Conference on EcoBalance, December 10-12, 2008, Tokyo, Japan.

ARAÚJO R., TEIXEIRA P., REIS A., SILVA M.B., MARTINS P.A.F. **Single point incremental forming of a medical implant.** Key Engineering Materials. 2013; 554-557:1388-93.

BARBINTA AC; Chelariu R; Crimu CI; Istrate B; Nazarie S; Earar K; Munteanu C; **Metallographic characterization of a new biomedical titanium-based alloy for orthopedic applications.** Bulletin of the Transilvania University of Brasov. Series I: Engineering and Science. 2013; 6(55):83-8

BELTER, JOSEPH T.; Jacob L. Segil; Aaron M. Dollar, Richard F. Weir. **Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review.** JRRD Volume 50, Number 5, 2013 Pages 599–618.

BONESMART. **Knee replacement implant materials**. San Jacinto: FARM; 2015.
BRYCE G. RUTTER, **Revista Innovation**, Spring 2015. P 19.

C. LEE VENTOLA. **Medical Applications for 3D Printing: Current and Projected Uses**. P T. 2014;39(10):704-11.

CHEN Y, et al. **CaliBayes and BASIS: integrated tools for the calibration, simulation and storage of biological simulation models**. Brief Bioinform 11(3):278-89. 2010.

DALEFFE, ANDERSON & SCHAEFFER, LIRIO & FRITZEN, DANIEL & CASTELAN, JOVANI. (2013). **Analysis of the Incremental Forming of Titanium F67 Grade 2 Sheet**. Key Engineering Materials. 554-557. 195-203. 10.4028.

EKSTEEN PD, Van der Merwe AF. **Incremental sheet forming (ISF) in the manufacturing of titanium based plate implants in the bio-medical Sector**. In: Proceedings of 42nd Computers and Industrial Engineering; 2012 Jul 15-18; Cape Town. New York: Curran Associates; 2012. p. 569-76.

FABI DW, LEVINE B.R. **Porous Coatings on Metallic Implant Materials**. ASM Handbook, Volume 23: Materials for Medical Devices. 2012:307–319.

GÉRRARD EDDY, Jai Poinern, Sridevi Brundavanam, Derek Fawcett. **Biomedical Magnesium Alloys: A Review of Material Properties, Surface Modifications and Potential as a Biodegradable Orthopaedic Implant**. American Journal of Biomedical Engineering p-ISSN: 2163-1050 e-ISSN: 2163-1077 2012; 2(6): 218-240.

IAN BIRRELL. **3D-Printed prosthetic limbs: the next revolution in medicine**. 2017.
JACOB SCHWARTZ. **How CNC Machining and 3D Printing Have Impacted Medical Devices and Prosthetics**. 2015.

LEAL, NUNO. **Desenvolvimento do processo de fabrico de próteses humana sem silicone para substituição de órgãos em tecidos moles**. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto Fevereiro de 2011.

LUCENA, BRUNO. **Amputação e próteses de Membros Superiores**. Faculdade Maurício de Nassau, Campina Grande, 2015.

M. NAVARRO, A; Michiardi; O. Castaño and J. A. Planell. **Biomaterials, Implants and Tissue Engineering, Institute for Bioengineering of Catalonia (IBEC)**. CIBER-BBN, 08028 Barcelona, Spain.

MATASSI F., CARULLI C., CIVININI R., INNOCENTI M. **Cemented versus cementless fixation in total knee arthroplasty**. Joints. 2014 Jan 8;1(3):121-5. eCollection 2013 Jul-Sep.

NOURI ALIREZA; Peter D. Hodgson; Cui'e Wen. **Biomimetic Porous Titanium Scaffolds for Orthopedic and Dental Applications. Biomimetics Learning from Nature.** 2010 ;21:415–450.

PAITAL, NARENDA (2009) - Sameer R. Paital, B. Narendra B. Dahotre. **Calcium phosphate coatings for bio-implant applicatios: Materials, performance factors, and methodologies.** Materials Science and Engineering R 66 (2009) 1-70.

PITKIN, M. **Biomechanics of lower limb prosthetics.** Heidelberg New York: Springer, 2010. Print.

SAKALKALE, DURGADAS P. et al. **Total hip arthroplasty in patients on long-term renal dialysis.** The Journal of Arthroplasty , Volume 14 , Issue 5 , 571 – 575. 2022.

SCHULZ, R. C. **Acrylamide polymers.** In: ENCYCLOPEDIA of polymer science and engineering. New York: John Wiley,1985. v. 1, p. 169-211.

SELIM KÜSEFOĞLU. **Carbon Fiber / Epoxy Composites: Ideal Materials for Orthopedic Prosthetics.** 2018.

TORRES, MARCELO. **Evolução das próteses mecânicas.** Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2010.

WEBSTER, JOHN G. **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation.** Volume 1º, 2ª edição. John Wiley & Sons, Inc. 2006.