



Uma proposta para o desenvolvimento de uma prótese mecânica de baixo custo para membros superiores (mão mecânica)

Netaniel Morais Santos*; Crislaine Morais dos Santos**; Nilmar de Souza*

*Universidade Federal do Recôncavo da Bahia- UFRB, Brasil

**Universidade Estadual de Santa Cruz- UESC, Brasil

*Autor para correspondência e-mail: nilmar@ufrb.edu.br

Palavras-chave

Prótese
Membro superior
Prototipagem rápida
Mecanismo
Mão mecânica

Keywords

Prosthesis
Upper limb
Rapid prototyping
Mechanism
Prosthetic hand

Resumo: De acordo com a Pesquisa Nacional de Saúde (PNS) de 2019, 2,7% da população brasileira, com mais de 2 anos de idade, eram pessoas com deficiência física relacionada ao uso dos membros superiores. O número significativo de usuários aliado ao avanço das pesquisas na área de Tecnologia Assistiva (TA) tem estimulado pesquisas para o desenvolvimento de prótese. Neste trabalho, está sendo apresentada a elaboração de uma prótese ativa de atuação mecânica de baixo custo, constituída por um mecanismo de atuação puramente mecânico. A estrutura da prótese foi desenvolvida pelo aprimoramento de um modelo disponibilizado na plataforma GRABCAD COMMUNITY e fabricada por manufatura aditiva em FDM (Fused Deposition Modeling) e a seleção das características do produto foram selecionadas através de uma matriz morfológica. Os movimentos do coto do usuário (parte ou todo o carpo) são utilizados para o acionamento dos dedos e consequente execução de movimentos básicos da prótese, como movimentos de pinças e garras.

A proposal for the development of a low-cost mechanical prosthesis for upper limbs (mechanical hand).

Abstract: According to the 2019 National Health Survey (PNS), 2.7% of the Brazilian population over the age of 2 had a physical disability related to the use of their upper limbs. The significant number of users, coupled with advances in research in the field of Assistive Technology (AT), has stimulated research for the development of prostheses. This paper presents the development of a low-cost, mechanically actuated active prosthesis consisting of a purely mechanical actuation mechanism. The prosthesis structure was developed by improving a model available on the GRABCAD COMMUNITY platform and manufactured using FDM (Fused Deposition Modeling) additive manufacturing, and the product's characteristics were selected through a morphological matrix. The user's stump movements (part or all of the carpus) are used to actuate the fingers and consequently perform basic prosthesis movements, such as pinch and grasp movements.

Recebido em: 08/2024

Aprovação final em: 10/2024



Introdução

Promover a autonomia e independência da pessoa com deficiência é um grande desafio em face do crescente número de pessoas sujeitas a essa realidade. De acordo com a Pesquisa Nacional por Amostra de Domicílios Contínua (PNAD Contínua 2022) existem 18,6 milhões de pessoas (8,9% da população) de 2 anos ou mais de idade com deficiência no Brasil em 2022 (IBGE, 2022). Mesmo sendo uma parcela significativa dos brasileiros a sociedade impõe barreiras que impedem sua plena participação, seja pela falta de adaptação das vias de circulação, dos meios de transportes, dos aparelhos eletrodomésticos; ou pela escassez e carestia dos produtos de tecnologia assistiva (TA). Aproximadamente 43,5% da população brasileira é público-alvo para esse tipo de recurso, considerando todos os possíveis usuários de TA (BRASIL, 2009). É fato inegável que pessoas com deficiência sofrem pela ausência de medidas inclusivas, que se impõem como barreiras à sua plena socialização (VYGOTSKY, 1994; VIEIRA, 2021).

Portanto, justifica-se o desenvolvimento de produtos e conhecimento que sejam úteis para a solução ou mitigação de tais dificuldades. E é sobre tal perspectiva que o presente trabalho se origina. Que se faça saber, porém, que o estudo aqui apresentado visa atender um nicho específico de deficiência, a saber: deficiência do membro superior (amputação transcarpal).

A mão, composta por uma intrincada articulação óssea, representa, após o cérebro, o órgão que executa as funções mais complexas do organismo humano. A morfologia peculiar dos dedos, em especial a oposição do polegar, confere à mão uma capacidade preênsil e manipulativa singular, diferenciando-a anatomicamente de outras estruturas, inclusive do pé, com o qual apresenta diversas homologias (DA CUNHA, 2002). Formada por 27 ossos, 17 articulações e 19 músculos, a mão humana apresenta 23 graus de liberdade (*Degree of Freedom* - DOF), sendo cinco movimentos do polegar, quatro para cada dedo e dois para a palma da mão.

Os ossos são partes fundamentais da constituição do corpo humano conferindo sustentação e estrutura para os membros. Dos 27 (vinte e sete) ossos da mão humana, 8 (oito) estão localizados na região do Carpo os quais estão dispostos em duas fileiras de quatro ossos cada que constitui parte do esqueleto do pulso. Segundo Camargo (2008) essas duas fileiras de ossos deslizam uma sobre a outra, assim como cada osso desliza um sobre aquele adjacente a ele. Tal maleabilidade possibilita uma adaptação óssea aos movimentos presentes no pulso. Os ossos da primeira fileira (fileira proximal) são: escafoide, semilunar, pisiforme, pirâmida; enquanto os ossos presentes na fileira distal são: trapézio, trapezoide, capitato, hamato.

A prática incube-se de mostrar a excepcional funcionalidade da mão humana. E é igualmente notório os entraves advindos da ausência de tal membro. A mão torna o ser humano apto a utilizar um grande número de instrumentos, ferramentas, acessórios, entre outros, pois é capaz de se adaptar facilmente a diferentes formatos. Desse modo, a realização de tarefas simples do cotidiano é dificultada, se não impedida, quando da ausência desse membro.

Essa, no entanto, é a realidade de um grande contingente de pessoas. Segundo Peixoto (2017) de 2008 a 2015 foram registrados 361.585 procedimentos de amputações hospitalares ligados aos membros inferiores e superiores em todo o Brasil. Isto, sem mencionar as deformações congênitas. Ou seja, uma parcela considerável de pessoas em todo o país, seja por uma deformação esquelética congênita ou por uma amputação cirúrgica ou acidental, convivem com uma acentuada perda de funcionalidade e autonomia na manipulação de objetos e o meio no qual estão inseridos devido a uma deficiência física do membro superior (XAVIER, 2016).

Com o intuito de proporcionar autonomia a pessoas amputadas ou mutiladas tem-se desenvolvido produtos que substituem o membro faltoso tornando-os capazes de realizar tarefas básicas. A esses produtos dá-se o nome de *próteses*. Quanto aos membros superiores, existem várias próteses disponíveis no mercado que apresentam formas diferentes de acordo com as necessidades e capacidades dos usuários. Um dos elementos determinantes quanto à forma da prótese são os diferentes níveis de amputação que podem ir da extirpação de dedos a desarticulação do ombro.

Uma forma de classificação das próteses diz respeito a sua funcionalidade onde os dispositivos protéticos podem ser classificados como passivos e ativos. Os passivos são subdivididos como



estéticos ou funcionais. Já as ativas subdividem-se de acordo com a fonte de energia utilizada. As que utilizam energia externa são chamadas exoenergéticas; as que utilizam fonte interna, endoenergéticas (também denominadas próteses mecânicas) e há ainda as híbridas (ALMEIDA, 2018).

As próteses mecânicas utilizam um sistema muito semelhante ao encontrado em freios de bicicleta (CHILDRESS *et al*, 1992). São atuadas mecanicamente pelo usuário através de mecanismos e cabos que transmitem força e movimento quando tracionados. Nesse tipo de prótese, dispõe-se de movimento relativo entre diferentes partes do membro que é transmitido aos cabos, os quais funcionam como tendões responsáveis por atuar os dedos transferindo movimento e tração. Tais modelos, embora bastante limitados, possuem a vantagem de serem menos dispendiosos, mais baratos e mais leves do que os dispositivos que requerem o uso de fonte externa e incorpora alta tecnologia em sua constituição, como as próteses mioelétricas (TRENT *et al*, 2020).

Desse modo, o principal objetivo do presente trabalho foi desenvolver um protótipo de prótese mecânica de baixo custo para membros superiores, produzida por meio de prototipagem rápida aditiva utilizando tecnologia FDM. Trazendo como principal contribuição a proposição de um mecanismo que se adapte a próteses ativadas pelo movimento do punho, que seja funcional e diferenciado dos sistemas mecânicos já utilizados nesse tipo de prótese. Adicionalmente, o mecanismo desenvolvido oportunizará uma menor força exercida pelo usuário para execução do movimento de preensão.

Para Rozenfeld *et al.* (2006) desenvolver produtos corresponde a uma série de atividades por meio das quais se busca especificar o produto e sua manufatura. Existem diversas propostas e modelos para o desenvolvimento de produtos, a saber, Bonsiepe (1984), Munari (1998), Rozenfeld *et al.* (2006) e Baxter (2021). Dentre as diversas possibilidades o Benchmarking e a Matriz Morfológica são caminhos viáveis para identificar estratégias que possam ser utilizadas como base para o desenvolvimento de uma nova solução. O Benchmarking é uma atividade sistemática de comparação de produtos, serviços e processos com referências de sua categoria. O objetivo principal é identificar as melhores práticas, gaps e oportunidades de melhoria. A matriz morfológica constitui uma metodologia de análise sistemática que decompõe um problema em seus componentes fundamentais. Essa abordagem permite a exploração exaustiva de todas as combinações entre os elementos, estimulando a geração de soluções inovadoras e otimizadas (PEREIRA *et al.*, 2014).

Materiais e Métodos

Em um primeiro momento foi realizado um Benchmarking nas plataformas Thingiverse¹ e GRABCAD COMMUNITY², utilizando a palavra-chave: "*hand prosthesis*". Os resultados orientaram a construção da matriz morfológica onde se define os requisitos esperados para a prótese. A partir do delineamento feito na matriz morfológica (apresentada no Quadro 1), definiu-se a utilização de uma prótese mecânica ativa Transcarpal que utiliza energia mecânica, fabricada em manufatura aditiva FDM utilizando material polimérico, cuja atuação dos dedos é feita pelo movimento do punho, que possui 2 graus de liberdade nos dedos e o polegar fixo com mecanismo de transmissão de força por cabos e polias.

A prótese desenvolvida faz uso de cabos e polias na composição do mecanismo. No entanto, a aplicação das polias torna o trabalho aqui apresentado diferente das formas usuais encontradas. Enquanto os modelos disponíveis geralmente fazem uso de polias nas articulações dos dedos com a função de, por exemplo, direcionar os cabos que transmitem a força diretamente para os dedos, o modelo proposto adapta um mecanismo de duas polias, amplamente utilizado em diversas aplicações, que permite a ampliação da força antes da transmissão dela para os dedos da prótese.

¹ O Thingiverse é um repositório online e *open source* de modelos 3D para impressão.

² O GrabCAD é uma comunidade virtual na qual os usuários podem analisar, compartilhar e baixar projetos para impressão 3D.



Quadro 1 - Matriz morfológica para desenvolvimento da prótese de membro superior.

Funções	Possíveis alternativas			
	1	2	3	4
Mão				
Nível de amputação				
Capacidade Funcional				
Fonte de energia				
Processo de fabricação				
Material utilizado para fabricação				



Quadro 1 - Matriz morfológica para desenvolvimento da prótese de membro superior (cont.)

<p>Mecanismo de transmissão</p>	 <p>Mecanismo Articulado</p>	 <p>MMT</p>	 <p>Mecanismo CTArm</p>	 <p>Transmissão por Engrenagens</p>
<p>Número de articulações dos dedos (exceto polegar)</p>	 <p>3 articulações</p>	 <p>2 articulações</p>		
<p>Número de articulações do polegar</p>	 <p>1 articulação</p>	 <p>2 articulações</p>	 <p>Polegar fixo</p>	
<p>Atuador para os dedos</p>	 <p>Ativação pelo pulso</p>	 <p>Micromotores DC</p>	 <p>Motor piezoelétrico</p>	 <p>Liga de Memória de Forma</p>

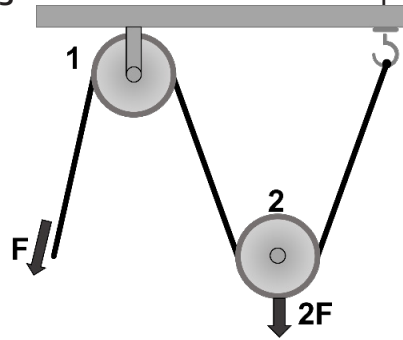
Fonte: Os Autores.

A Figura 1 mostra o mecanismo em discussão e é útil para elucidá-lo. Nesse sistema, a polia 1 é fixa e a polia 2, móvel. Ao aplicar uma força F na extremidade do cabo, conforme indicado, a força é transmitida para o cabo da polia 2 que sustenta a carga com o dobro de intensidade. Uma relativa desvantagem desse mecanismo diz respeito ao fato de o ganho de força vir sempre à custa da redução do deslocamento da carga erguida. A proposta, portanto, consistiu em empregar o mecanismo a uma prótese mecânica a fim de aproveitar a vantagem do aumento da força na execução dos movimentos da prótese.

Para isso, valeu-se de um modelo encontrado na plataforma GRABCAD COMMUNITY descrita nessa mesma plataforma como uma “mão protética de fechamento voluntário” (GRABCAD COMMUNITY, 2016). Uma vez adaptado o modelo da prótese foi fabricado em uma impressora 3D com tecnologia FDM. Todas as peças foram impressas com velocidade de impressão de 40 mm/s, altura da camada de 0,125 mm e preenchimento de 40% e temperatura de 250°C. O material utilizado na impressão foi o Filamento Azul de PLA de diâmetro de 1,75 mm. O peso total das peças impressas foi de 104g.



Figura 1 - Mecanismo de duas polias.



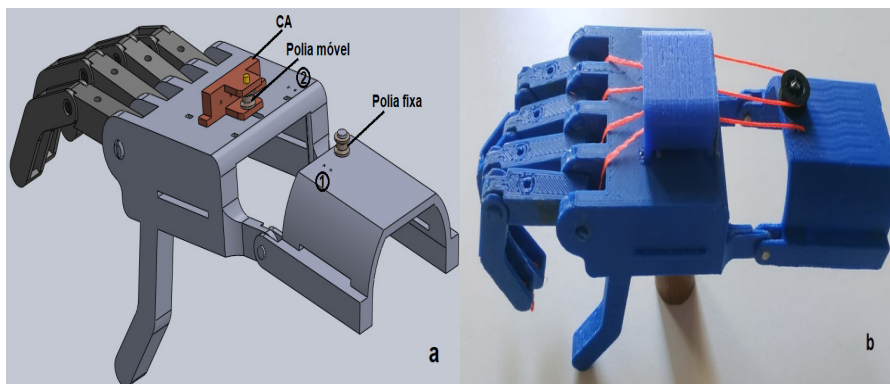
Fonte: Adaptado de ESTEVÃO (2019).

Resultados e Discussão

Muitos estudos têm utilizado o ácido polilático (PLA) para fabricação de próteses (DE CASTRO MACIEL *et al.*, 2023; OLIVEIRA *et al.*, 2021; CUELLAR *et al.*, 2020; GUEDES *et al.*, 2017). Dentre as características e vantagens desse material destacam-se a Biocompatibilidade, Sustentabilidade e Facilidade de impressão por meio da tecnologia FDM. O PLA é considerado biocompatível, o que significa que ele pode entrar em contato com tecidos vivos sem causar reações adversas. Isso é fundamental para um material que estará em contato direto com a pele (BRITO *et al.*, 2011). Este é um polímero derivado de fontes renováveis, como o amido de milho e a beterraba. Seu processo de produção gera menos emissões de gases do efeito estufa em comparação com plásticos tradicionais derivados do petróleo. Por fim o PLA é um dos materiais mais utilizados na impressão 3D devido à sua facilidade de manuseio e à qualidade das peças produzidas. Essa característica é crucial para a fabricação de próteses personalizadas, que exigem alta precisão e detalhes.

A Figura 2.a mostra a disposição do mecanismo na prótese. Os furos na posição 1 servem para fixar o cabo que passa pela Polia móvel e dá a volta na Polia fixa sendo, então, fixado nos furos da posição 2. O item indicado na Figura 2.a como CA consiste do Carro Atuador, o qual é utilizado para prender os cabos dos dedos e, estando ligado a polia móvel, transmite o movimento e força para os dedos quando o dispositivo é acionado. A Figura 2.b mostra a prótese montada. Com pode ser visto na imagem, foi utilizado cordão encerado de 1mm como cabos.

Figura 2 - a) Modelo da prótese em CAD; b) Prótese.



Fonte: Os Autores.

A Tabela 1 apresenta o tempo de impressão das peças, quantidade de filamento e o custo da impressão. Os resultados apresentados consideraram a quantidade de material e o tempo de produção indicados pelo software de fatiamento e utilizando o preço do insumo adquirido (R\$150,00 por quilo de filamento).



Tabela 1 - Tempo, quantidade e custo de impressão da prótese.

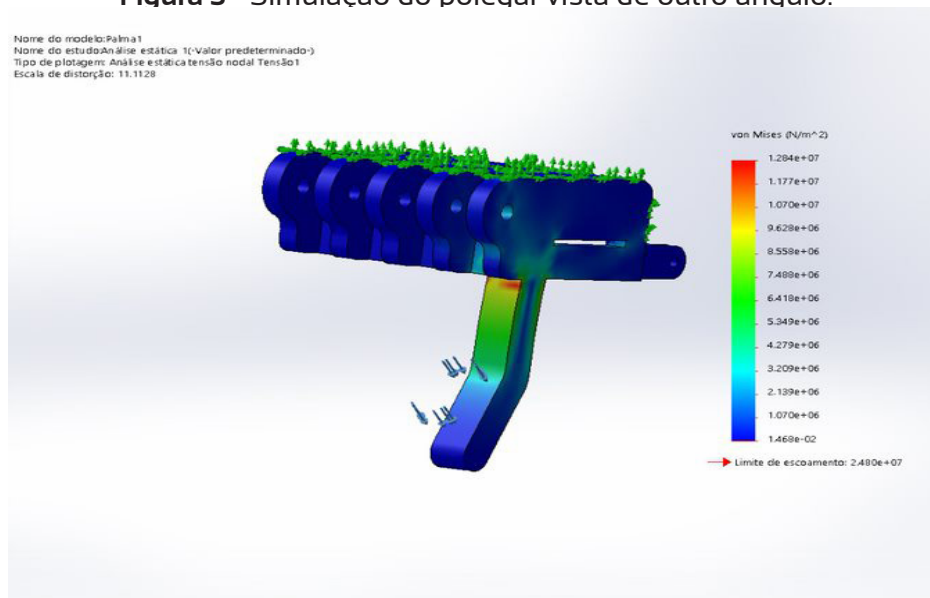
PEÇA	QTD	TEMPO (min)	FILAMENTO UTILIZADO (mm)	MASSA (g)	CUSTO (R\$)
Palma	1	250	17626,77	50,87	7,63
Manopla	1	108	7051,16	20,35	3,05
Capa	1	28	2061,63	5,95	0,89
CDA	1	10	675,06	1,95	0,29
Falange Proximal - apontador	2	13	947,8	2,74	0,41
Falange Distal - apontador	2	14	1010,484	2,92	0,44
Falange Proximal –dedo médio	1	14	1041,16	3,00	0,45
Falange Distal – dedo médio	1	15	1137,77	3,28	0,49
Falange Proximal – mindinho	1	11	847,67	2,45	0,37
Falange Distal – mindinho	1	10	722,57	2,086	0,31
Pino dos dedos	4	2	96,42	0,28	0,04
Pino da palma	1	9	560,22	1,63	0,24
Total	17	517	36026,26	104,006	15,58

Fonte: Os Autores.

Simulação para análise da distribuição das tensões

Inicialmente foram realizadas simulações por elementos finitos em software CAE. O teste foi realizado no polegar aplicando-se uma carga de 40 N. A definição do valor utilizou como base o peso médio recomendado pelo Ministério da Saúde para mochila de uma criança. A carga foi aplicada no dedo polegar, mas especificamente na região que corresponde a falange distal do dedo, como pode ser visto na Figura 3.

Figura 3 - Simulação do polegar vista de outro ângulo.



Fonte: Os Autores.

Utilizando as propriedades do PLA apresentadas na Tabela 2 a máxima tensão para esse carregamento é de $1,28 \times 10^7$ N o que corresponde a quase metade do limite de escoamento do material utilizado. Verificou-se que o estado de tensão imposto pela aplicação da força não é capaz de atingir o limite de escoamento do material e, portanto, a estrutura obedece ao critério de Von Mises e é capaz de suportar uma força de 40 N.



Tabela 2 - Propriedades do material de impressão.

PLA	
Propriedades	
Critério de falha predeterminado:	Tensão de von Mises máxima
Limite de escoamento:	$2,48 \times 10^7$ N/m ²
Resistência à tração:	$4,6 \times 10^7$ N/m ²
Módulo elástico:	$2,97 \times 10^9$ N/m ²
Coefficiente de Poisson:	0,22
Massa específica:	$1,21 \times 10^3$ kg/m ³
Módulo de cisalhamento:	$1,22 \times 10^9$ N/m ²

Fonte: Os Autores.

Aplicação de movimentos usuais

O protótipo foi testado realizando movimentos que seriam tipicamente utilizados pelos usuários. Testou-se o movimento de garra utilizando objetos cilíndricos de diâmetros diferentes. A Figura 4 mostra o protótipo segurando um frasco de desodorante de 90 ml, cilíndrico cujo raio é aproximadamente 44 mm. É possível verificar a partir da imagem que a prótese abraça o objeto com todos os dedos forçando-o contra o polegar fixo. A inclinação do objeto se deve ao fato de que o polegar se situa em posição oposta ao dedo apontador, dessa forma, os demais dedos, forçam o objeto para o lado ligeiramente abaixo do polegar. Nota-se que a presença do polegar em oposição, mesmo que não seja articulado, é essencial para a realização do movimento de garra.

Figura 4 - Preensão de objeto cilíndrico de 44 mm de diâmetro.



Fonte: Os Autores.

A Figura 5 mostra um segundo teste realizado com o protótipo com um objeto de diâmetro maior. Na ocasião foi utilizada uma garrafa pet de água mineral cujo raio aproximado é de 63 mm. A prótese foi capaz de segurar, adaptando-se normalmente ao objeto. É válido ressaltar que o recipiente continha água, o que aumenta o peso do objeto. Considerou-se a garrafa com água até a metade pois a prótese não foi capaz de segurar o objeto com todo o seu volume preenchido. O que pode justificar-se, não necessariamente pela incapacidade de suportar a carga proveniente dessa configuração, e sim pelo fato de a garrafa deslizar sobre os dedos da prótese devido a superfície de ambas serem lisas.



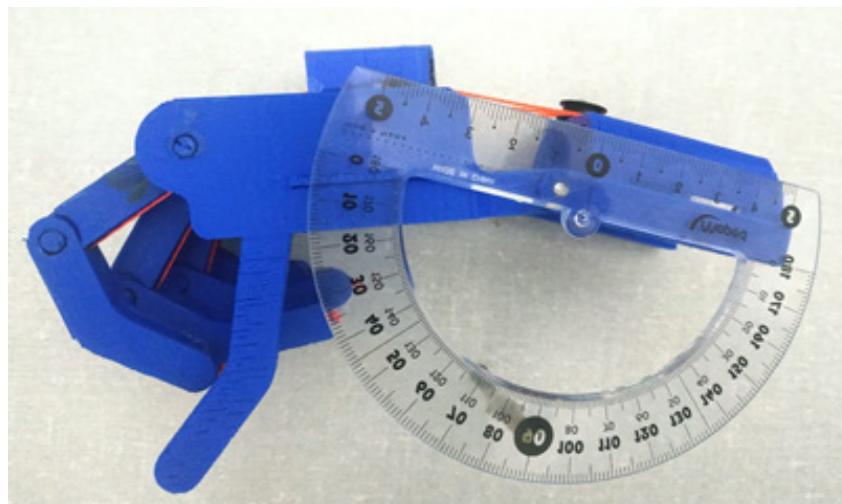
Figura 5 - Prensão de objeto com 63 mm de diâmetro.



Fonte: Os Autores.

Outro ponto importante a ser destacado é o ângulo de inclinação do punho necessário para atuar a prótese. Este é um fator importante para o usuário pois a necessidade de uma inclinação grande do coto pode ocasionar desconforto para o mesmo. A partir da Figura 6 podemos ter uma ideia desse ângulo. Vê-se nessa imagem que os dedos estão totalmente dobrados (fechados), sendo que o dedo apontador choca-se com o polegar em um formato parecido com uma pinça. Conforme indicado na Figura 6, é necessária uma inclinação entre 15 e 20° para executar o movimento de garra.

Figura 6 - Angulação necessária para articular a prótese.



Fonte: Os autores.

Conclusão

No presente trabalho foi proposto o desenvolvimento de uma prótese ativa de atuação mecânica produzida por meio de prototipagem rápida utilizando tecnologia FDM. A prótese desenvolvida aproveita os movimentos do próprio coto do usuário para o acionamento dos dedos. A prótese foi



modelada a partir de um projeto disponibilizado na plataforma GRABCAD COMMUNITY.

Os resultados indicaram a possibilidade de utilização do modelo em aplicações usuais do cotidiano, como segurar uma garrafa de água. O processo de fabricação por prototipagem rápida utilizando polímero PLA mostrou-se satisfatório uma vez que a prótese produzida foi leve e suportou os esforços para os quais foi utilizada.

Por fim o mecanismo proposto mostrou-se funcional e capaz de atuar a prótese adequadamente. Verificou-se a capacidade de prensão de objetos de diferentes tamanhos. Além disso a inclinação do punho requerido para execução do movimento de garra ficou entre 15 a 20 graus, o que é um valor plenamente aceitável que não inviabiliza a utilização de uma prótese com tal mecanismo.

Propõe-se para trabalhos futuros a realização de testes em usuários amputados, sendo que, para tanto, será necessário solicitar autorização do comitê de ética da instituição na qual a pesquisa foi realizada.

Referências

ALMEIDA, H. G. (s.d.). **Estudo e desenvolvimento de uma prótese de mão utilizando técnicas de soft robotics**. Dissertação: Mestrado em Engenharia Biomédica, Instituto Politécnico de Lisboa, Lisboa, 2018.

BAXTER, M. **Projeto de produto**: Guia prático para o design de novos produtos. Brasil, Editora Blucher, 2021.

BONSIEPE, G; KELLNER, P.; POESSNECKER, H. **Metodologia experimental**: desenho industrial. Brasília: CNPq/Coordenação Editorial, 1984

BRASIL. **Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência**. Comitê de Ajudas Técnicas. Tecnologia Assistiva. – Brasília: CORDE, 2009. 138 p.

BRITO, G.F.; AGRAWAL, P.; ARAÚJO, E. M., & MÉLO, T.J.A. (2011). Biopolímeros, polímeros biodegradáveis e polímeros verdes. **Revista eletrônica de materiais e Processos**, v. 6, n. 2, p. 127-139, 2011.

CAMARGO, D. R. **Desenvolvimento do protótipo de uma prótese antropomórfica para membros superiores**. (Dissertação em Engenharia Elétrica), São Paulo, 2008.

CHILDRESS, D. S. **Upper-limb prosthetics**: control of limb prostheses. Atlas of limb prosthetics: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles, 1992.

CUELLAR, J. S., PLETTENBURG, D., ZADPOOR, A. A., BREEDVELD, P., & SMIT, G. (2021). Design of a 3D-printed hand prosthesis featuring articulated bio-inspired fingers. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: **Journal of Engineering in Medicine**, v. 235, n. 3, p. 336-345, 2021.

DA CUNHA, F. L. **Mão de São Carlos, uma prótese multifunção para membros superiores**: um estudo dos mecanismos, atuadores e sensores. 2002.

DE CASTRO MACIEL, D., DE OLIVEIRA ZUBA, A. P., VIANNA, H. D., & NICOLINI, L. F. (2023). Desenvolvimento de prótese para ausência de falange mediana. **Revista Prociências**, v. 6, n. 2, p. 70-96, 2023.

ESTEVÃO, V. **Três exercícios sobre leis de Newton que você precisa resolver**. Efeitojoue.com. 2019. Disponível em: <https://efeitojoue.com/2019/08/tres-exercicios-que-voce-precisa-saber/>. Acesso em: 20 de nov. 2023.

GUEDES, G. B., PAGANIN, L. B. Z., BORSATO, M., FOGGIATTO, J. A., FERNANDES, F. H. Proposta de produto assistivo para pessoas com paralisia em punho e mão. **Anais...** 11º Congresso Brasileiro de



Inovação e Gestão de Desenvolvimento do Produto. São Paulo: Blucher, 2017.

GRABCAD COMMUNITY. **Mão protética**. 2016. Disponível em: <https://grabcad.com/library/prosthetic-hand-14>. Acesso em: 27 de nov. 2023.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA - IBGE. **Censo demográfico: 2010: características gerais da população, religião e pessoas com deficiência**. Rio de Janeiro: IBGE, 2010.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA - IBGE. Pesquisa nacional de saúde: 2019: ciclos de vida. **Coordenação de Trabalho e Rendimento**, Rio de Janeiro, 2021. 139p.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA - IBGE. **Pessoas com deficiência 2022**. Pesquisa Nacional por Amostra de Domicílios Contínua, 2022. Rio de Janeiro, IBGE, 2022. Disponível em: https://agenciadenoticias.ibge.gov.br/media/com_mediaibge/arquivos/Oa9afaed04d79830f73a16136dba23b9.pdf. Acesso em: 20 de ago. 2024.

MUNARI, B. **Das coisas nascem coisas**. São Paulo: Martins Fontes, 1998.

OLIVEIRA, A. M., QUARESMA, C., & SOARES, B. A. R. (2021). **Development of a 3D-printed body-powered prosthesis with flexible materials**. In *Advances and Current Trends in Biomechanics* (pp. 294-298). CRC Press.

PEIXOTO, A. M. **Prevalence of upper and lower limb amputations of SUS patients in the state of Alagoas between 2008 and 2015**. ResearchGate, Maceió, dez. 2017. Disponível em: < <https://www.researchgate.net/publication> >. Acesso em: 25 de novembro de 2019.

PEREIRA, P. Z.; SCHERER, F. D. V.; TEIXEIRA, F. G.; SILVA, R. P. D.; SILVA, T. L. K. D.; CATTANI, A. **Possibilidades de uso da matriz morfológica no processo de geração de alternativas em design**. Blucher Design Proceedings. Blucher, 2014

ROZENFELD, H. *et al.* **Gestão de desenvolvimento de produtos: uma referência para a melhoria do processo**. São Paulo: Saraiva, 2006.

TRENT, L. *et al.* **A narrative review: current upper limb prosthetic options and design**. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 2020.

VIEIRA, J. F. E. **Inclusão social: uma reflexão crítica das políticas públicas direcionadas à pessoa com deficiência**. 2021. 102 f. Dissertação (Mestrado em Políticas Públicas e Formação Humana) - Centro de Educação e Humanidades, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2021.

VYGOTSKY, L. S. **A formação social da mente**. 5. ed. São Paulo: Martins Fontes, 1994.

XAVIER, R. T. **Implementação de uma prótese ativa para membro superior de baixo custo**. 2016. 118 f. Dissertação (Mestrado em Automação) Faculdade de Engenharia – UNESP, Ilha Solteira.