

O desenvolvimento de um dispositivo de tecnologia assistiva/ortoprótese para a reabilitação de pacientes com hanseníase e presença de mão em garra e/ou reabsorção óssea

The development of an assistive technology device/orthoprosthesis for the rehabilitation of patients with leprosy and the presence of a claw hand and/or bone resorption

El desarrollo de un dispositivo de tecnología de asistencia/ortoprótesis para la rehabilitación de pacientes con lepra y la presencia de una garra de mano y/o resorción óssea

Recebido: 22/11/2021 | Revisado: 02/12/2021 | Aceito: 06/12/2021 | Publicado: 15/12/2021

Jorge Lopes Rodrigues Júnior

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2821-8178>
Universidade do Estado do Pará, Brasil
E-mail: jorgeto_004@yahoo.com.br

Helder Clay Fares dos Santos Júnior

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0681-9899>
Universidade do Estado do Pará, Brasil
E-mail: fareshelder18@gmail.com

Estéfane Costa da Silva

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3430-0637>
Universidade do Estado do Pará, Brasil
E-mail: estefanecosta67@gmail.com

Jorge Lopes Rodrigues Neto

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7699-8685>
Universidade Federal do Pará, Brasil
E-mail: jorgenetorodrigues@yahoo.com.br

Adriano Prazeres de Miranda

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8567-7971>
Universidade do Estado do Pará, Brasil
E-mail: adriano.prazeres1233@gmail.com

Nonato Márcio Custódio Maia Sá

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-8673-6956>
Universidade do Estado do Pará, Brasil
E-mail: marciosa@uepa.br

Marília Brasil Xavier

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4727-3001>
Universidade Federal do Pará, Brasil
E-mail: sampaioufmg@gmail.com

Resumo

Este artigo busca apresentar o desenvolvimento uma ortoprótese de baixo custo com o intuito de auxiliar as funções manuais de indivíduos acometidos pela hanseníase com sequelas de mão em garra com ou sem reabsorção óssea e avaliar seu custo-benefício. Esse processo se deu através do uso dos princípios de alavancas para construção da mecânica do dispositivo, sendo também utilizados materiais alternativos, como fibra de vidro, couro natural e chapa galvanizada para o seu barateamento e fabricação. A partir do emprego dessas, foi possível desenvolver um produto que apresenta excelente benefício mecânico, aliado a um custo reduzido e com design compacto e simplificado, que pode promover a reabilitação e retorno do desempenho das atividades de vida diária de indivíduos acometidos pela hanseníase que tenham sequelas de mão em garra e/ou reabsorção óssea. Quando comparada a meios de fabricação padrão-ouro, como a impressão 3D, ainda assim mostrou-se competitiva com essas, tendo tempo de confecção, redução do esforço necessário para seu uso e o emprego de materiais de baixo custo como maior diferencial em relação as demais.

Palavras-chave: Tecnologia assistiva; Órteses; Próteses; Reabilitação; Hanseníase.

Abstract

This article seeks to present the development of a low-cost orthoprosthesis in order to assist the manual functions of individuals affected by leprosy with claw hand sequelae with or without bone resorption and evaluate its cost-benefit. This process took place through the use of the principles of levers for the construction of the mechanics of the device, and alternative materials such as fiberglass, natural leather and galvanized sheet were also used for its cheapening and manufacture. From the use of these, it was possible to develop a product that presents excellent mechanical benefit,

combined with a reduced cost and with a compact and simplified design, which can promote the rehabilitation and return of the performance of activities of daily living of individuals affected by leprosy who have sequelae from hand to claw and/or bone resorption. When compared to gold standard means of manufacturing, such as 3D printing, it was still competitive with these, having manufacturing time, reducing the effort required for their use and the use of low-cost materials as the greatest differential in relation to the others.

Keywords: Assistive technology; Orthoses; Prostheses; Rehabilitation; Leprosy.

Resumen

Este artículo busca presentar el desarrollo de una ortoprótesis de bajo costo para ayudar a las funciones manuales de las personas afectadas por la lepra con secuelas de manos con garras con o sin resorción ósea y evaluar su costo-beneficio. Este proceso se llevó a cabo mediante el uso de los principios de las palancas para la construcción de la mecánica del dispositivo, y también se utilizaron materiales alternativos como fibra de vidrio, cuero natural y chapa galvanizada para su abarazón y fabricación. A partir del uso de estos, fue posible desarrollar un producto que presenta un excelente beneficio mecánico, combinado con un costo reducido y con un diseño compacto y simplificado, que puede promover la rehabilitación y el retorno de la realización de actividades de la vida diaria de las personas afectadas por la lepra que tienen secuelas de mano a garra y/o resorción ósea. En comparación con los medios de fabricación estándar de oro, como la impresión 3D, seguía siendo competitivo con estos, teniendo tiempo de fabricación, reduciendo el esfuerzo requerido para su uso y el uso de materiales de bajo costo como el mayor diferencial en relación con los demás.

Palabras clave: Tecnología de asistencia; Ortesis; Prótesis; Rehabilitación; Lepra.

1. Introdução

A hanseníase é uma doença estigmatizante, incapacitante e que leva a graves deformidades quando não tratada correta e precocemente, pois as alterações sensoriais e motoras, a ocorrência de neurites e estados reacionais podem causar seqüelas graves nas mãos, nos pés, nos olhos e na face dos indivíduos acometidos. Isto porque, trata-se de uma doença infectocontagiosa que possui como agente etiológico o *Mycobacterium Leprae*, que afeta diretamente as fibras sensitivas, motoras e autonômicas, potencialmente incapacitantes (Brasil, 2016).

Ainda que a doença seja curável, de acordo com a World Health Organization (2020), em 2019 foram detectados 27.864 casos no Brasil, atrás apenas da Índia com 34.000 novos casos. A maior parte da população atingida encontra-se na camada menos favorecida e menos assistida, de modo que a precariedade no acesso à saúde acarreta prejuízo na identificação do início da doença, comprometendo assim o diagnóstico precoce (Avancini, Trindade & Sanches, 2020). As pessoas tardiamente diagnosticadas com hanseníase podem adquirir sequelas graves e irreversíveis, como mutilações e deformações físicas, que podem gerar implicações psicológicas e sociais também (Fortunato, *et al.*, 2019). A situação brasileira é mais alarmante, sobretudo onde a doença apresenta altos índices de incidência, como é o caso do estado do Pará (Brasil, 2021).

As deformidades e incapacidades físicas podem surgir mesmo após alta do tratamento medicamentoso específico, a Poliquimioterapia (PQT), já que a falta de medidas de inspeção e proteção adequadas nos membros superiores, inferiores e na face contribuem para a ocorrência de lesões secundárias causadas por acidentes domésticos ou no ambiente do trabalho daqueles pacientes que já apresentavam alterações sensitivas, motoras e/ou autônomas primárias. As causas podem ser as mais diversas como: ferimentos causados por queimaduras, cortes ao manusear objetos pontiagudos, a presença de calos nos dedos das mãos e dos pés, úlceras plantares, dentre outras (Brasil, 2016).

Estas questões envolvendo deficiência, limitação de atividade e restrição à participação social são consideradas pela Classificação Internacional de Incapacidade, Funcionalidade e Saúde (CIF) como componentes fundamentais que interferem na promoção da saúde do indivíduo (Barbosa, *et al.*, 2012).

As lesões ao nível dos membros superiores devido à hanseníase, sendo a mão em garra com reabsorção óssea a mais incapacitante (Pereira, *et al.*, 2006), proporcionam repercussões negativas quanto ao desempenho das atividades de vida diária, e o uso de tecnologia assistiva pode ser um recurso potencial para a melhoria do desempenho do indivíduo ao realizar as suas atividades funcionais (Rodrigues Júnior, *et al.*, 2014).

Desta forma, o desenvolvimento de ferramentas terapêuticas que minimizem o impacto destas deficiências é relevante para somar às ações já existentes no Sistema Único de Saúde (SUS) a fim de prestar um auxílio especializado a esta população

que infelizmente ainda permanece com dificuldade no acesso à assistência de saúde.

Cavalcanti & Galvão (2007) citam que os dispositivos mais utilizados pelos pacientes acometidos pela Hanseníase são as órteses e próteses. Sendo essa primeira caracterizada por ser uma categoria de recursos acoplados externamente ao membro com a função de alinhar, posicionar e favorecer o desempenho funcional das atividades cotidianas. Por outro lado, esta última define-se como produtos que tem o objetivo de substituir completamente o segmento e sua funcionalidade (International Organization for Standardization 9999, 2016).

No entanto, na maioria dos casos, os equipamentos disponibilizados tem alto-custo e/ou não atingem a função almejada com o uso. Outro entrave ao uso de órteses e próteses pelos pacientes com sequelas devido à hanseníase são as particularidades das lesões identificadas. O coto de amputação causada pela reabsorção óssea e a perda de alguns dedos compromete a utilização de próteses funcionais pela irregularidade do coto de amputação da mão, sendo incompatível o seu acoplamento no soquete de uma prótese convencional ou até mesmo em uma prótese manufaturada por impressão 3D.

É provável que para estes casos, desenvolver um equipamento de tecnologia assistiva que incorpore características de acoplamento das órteses e o sistema de funcionamento de agarre das próteses, em um só dispositivo “híbrido”, conhecido como ortoprótese (Simsik & Bachura, 2009), seja mais efetivo e seguro. Assim sendo este estudo objetivou desenvolver uma ortoprótese de baixo custo com o intuito de auxiliar as funções manuais de indivíduos acometidos pela hanseníase com sequelas de mão em garra com ou sem reabsorção óssea e avaliar seu custo-benefício.

2. Metodologia

Trata-se de estudo quanti-qualitativo, exploratório, descritivo e transversal, onde, segundo Prodanov e Freitas (2013), pode-se classificar a pesquisa quantitativa como o modelo que busca quantificar os objetos, transcrevendo opiniões em números de forma a classificá-los e analisá-los. Já a pesquisa qualitativa trata da relação dinâmica que existe entre o real e o sujeito, sendo uma vinculação inseparável entre o mundo objetivo e a subjetividade do indivíduo que não pode traduzir-se em números. Sendo esse um recorte da pesquisa intitulada “Desenvolvimento e avaliação do impacto de uma ortoprótese de baixo custo na qualidade de vida de pacientes hansenianos com sequela de mão em garra e/ou reabsorção óssea”, com número de aprovação 3.699.99 e CAAE: 15096319.0.0000.5172, emitido pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Federal do Pará (UFPA).

O desenvolvimento dos protótipos foi feito no Laboratório de Tecnologia Assistiva da Universidade do Estado do Pará (UEPA), que é um ambiente de pesquisa especializado no desenvolvimento de pesquisas com materiais de baixo custo. O dispositivo desenvolvido baseou-se nos estudos sobre os princípios mecânicos das alavancas e máquinas simples e também no estudo de materiais compósitos, fibras e matérias-primas mais acessíveis, objetivando favorecer o máximo de funcionalidade a um custo bem acessível, além de que proporcionou a fabricação de um equipamento com um design diferenciado e de fácil utilização.

Para que uma alavanca seja efetiva é necessário que existam três elementos básicos em sua constituição, a força aplicada, a força resistente e o fulcro. O fulcro é uma estrutura que permanece sempre em repouso em relação a terra e dependendo de sua localização em relação as forças aplicadas e a resistência existirão três tipos básicos de alavanca, a de primeira classe ou interfixa, a de segunda classe ou inter-resistente e a de terceira classe ou interpotente (Assis, 2008).

De uma forma geral pode-se compreender o princípio das alavancas através da disposição das forças aplicadas em relação ao posicionamento do fulcro. Nas alavancas interfixas o fulcro localiza-se entre a força aplicada e a força resistente, nas alavancas inter-resistentes a força resistente localiza-se entre o fulcro e a força aplicada e nas alavancas interpotentes a força aplicada localiza-se entre o fulcro e a força aplicada (Assis, 2008).

Estas alavancas estão presentes em nossa vida cotidiana auxiliando na realização das atividades cotidianas reduzindo o esforço aplicado, por exemplo as alavancas interfixas podem ser encontradas em balança de braço iguais, tesoura, pé de cabra,

balanço de crianças, gangorra, furador de papel, etc. Já as alavancas inter-resistentes podem ser encontradas no carrinho de mão, na manivela, no abridor de garrafas, chave inglesa, etc. E a alavanca interpotente podem ser encontradas no pegador de gelo, pinça e na vara de pescar (Assis, 2008).

Para a sua confecção foi utilizada uma variedade de materiais, como fibras de vidro, couro natural, rebites niquelados, molas, chapas galvanizadas e, para forração, disponibilizaram-se insumos de excelente qualidade como o Efoam e o Neoprene.

3. Resultados

Os protótipos das ortopróteses foram construídos utilizando-se uma variedade de materiais específicos apresentando assim características mistas. Sua estrutura física dispõe de componentes rígidos e componentes flexíveis dispostos em um mesmo equipamento.

A implementação destes componentes se deve principalmente as particularidades envolvidas na sua utilização com os participantes da pesquisa, pois as estruturas rígidas permitiram a sustentação mecânica e a posterior aplicação das forças biomecânicas que acionaram o sistema de prensão, e as estruturas flexíveis permitem um acoplamento e conformação mais adequado ao membro do indivíduo que utilizou o equipamento, minimizando assim a formação de pontos de pressão e ou a possibilidade de outras lesões decorrentes do seu mau uso.

As estruturas rígidas do dispositivo de tecnologia assistiva foram construídas com o material fibra de vidro permitindo grande resistência mecânica, durabilidade e um peso bem reduzido, favorecendo a sustentação necessária para que fosse possível a realização do movimento que permite a articulação entre os segmentos do punho e o antebraço ao realizar os movimentos de flexão e extensão do punho. As estruturas flexíveis foram confeccionadas em material couro natural permitindo um acoplamento adequado sobre o membro e também maior conforto e estabilização.

Um protótipo inicial foi desenvolvido todo em fibra de carbono, porém sua estrutura rígida completa aumentou o peso do dispositivo e também tornou-se mais incômodo para o acoplamento do membro, conforme expresso nas Figuras 1 e 2.

Figura 1: Projeto 100% rígido/ fibra carbono.



Fonte: Autores.

Figura 2: Projeto com material composto rígido/ flexível.



Fonte: Autores.

A utilização de compostos de fibra de vidro fornecem um custo de produção relativamente baixo e com propriedades físicas muito satisfatórias além do que permitiu uma redução do peso final e uma boa relação custo benefício. Isso permite que o uso de tal material seja bastante adequado ao desenvolvimento do dispositivo de tecnologia assistiva em estudo, pois além de favorecer maior acessibilidade devido ao baixo custo, permite que suas propriedades mecânicas excelentes forneçam resistência ao conjunto da ortoprótese.

Durante o desenvolvimento do protótipo foram criados três moldes de chapa galvanizada de 28 milímetros. Estes moldes foram posteriormente modelados manualmente, obedecendo aos alinhamentos da articulação do punho (rádio/ cárpica) e o contorno da região Tenar, com o uso de um goniômetro, sendo respeitadas as medidas anatômicas dos pacientes. Posteriormente, foi efetivada a laminação manual destas chapas com a fibra de vidro. Durante o processo de laminação utilizou-se uma média de quatro camadas de tecido e resina para cada peça construída.

Os componentes de suporte de mão, suporte de antebraço e braço de prensão foram obtidos através desse processo de laminação sobre o molde de chapa galvanizada 28 milímetros. Esta técnica baseia-se na colocação/ sobreposição de várias camadas de tecido de fibra de vidro sobre um molde e em seguida adicionando a resina sobre eles, tendo o cuidado de dissipar a resina de forma uniforme sobre as fibras até ocorrer a polimerização total da resina.

Utilizou-se um metro de couro natural na cor marrom para a confecção dos cinco modelos. Este couro foi o responsável pelo acoplamento externo do dispositivo junto ao membro superior dos pacientes e também pela fixação dos componentes rígidos funcionais, sendo de extrema importância a sua utilização para a finalização do equipamento.

A utilização do couro mostrou-se imprescindível para o processo de desenvolvimento e pesquisa do dispositivo, pois suas características especiais permitiram a adaptação do equipamento de forma mais adequada ao membro do indivíduo, devido às boas propriedades fisiológicas, conforto e a flexibilidade do material. As etapas de construção são melhores ilustradas na Figura 3.

Figura 3: (A) Molde de papel; (B) desenho e corte do couro; (C) desenho e corte da chapa galvanizada; (D) laminação da fibra de vidro sobre o molde de chapa.



Fonte: Autores.

O dispositivo de tecnologia assistiva é composto por três componentes rígidos, sendo o primeiro componente o suporte de mão, (acoplado na mão), o segundo componente é o suporte de antebraço (acoplado no antebraço) e o terceiro o suporte de preensão (acoplado sobre o suporte de mão). Estas estruturas rígidas estão unidas e estão articuladas entre si favorecendo um dispositivo compacto que permite o alinhamento anatômico com a articulação rádio/cárpica.

O suporte de mão é fixo sobre a palma da mão respeitando os limites das estruturas anatômicas como as pregas palmares, a região Tenar e a região Hipotênar. O seu design permitiu a acomodação desta estrutura integrando-se com a anatomia da mão do indivíduo. No seu design estrutural encontra-se dois prolongamentos anteriores que cumprem a função de anteparos para a realização de preensão de objetos tendo uma função homóloga aos segundo e terceiros dedos da mão. Na parte posterior do suporte carpo/mão encontram-se mais duas estruturas com prolongamento, que servem de pontos articulares com o suporte de antebraço

O suporte de antebraço também possui dois prolongamentos integrados a sua estrutura, fazendo articulação com o suporte de mão e fixação sobre o antebraço na região ventral. No seu centro encontra-se uma estrutura de metal presa por dois rebites niquelados número três que é responsável pela fixação da barra de acionamento na sua extremidade radial.

A terceira estrutura rígida é o braço de preensão que se articula com o suporte de mão através de uma dobradiça do tipo “porta cadeado” que foi modificada em sua estrutura original, a fim de servir como articulação e também para a fixação da mola que faz o fechamento automático do braço de preensão.

O braço de preensão possui a função de realizar a preensão de objetos através de sua abertura e fechamento fazendo uma função homóloga ao do polegar e da região tenar, quando realizam um movimento de oponência e preensão palmar. Por fim encontramos a barra de acionamento confeccionada em chapa galvanizada número 28 mm, fazendo o acionamento do sistema de preensão.

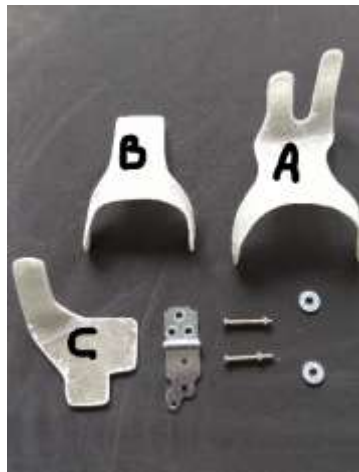
No centro deste componente encontra-se uma estrutura metálica que faz a fixação da outra extremidade da barra de acionamento junto ao braço de preensão, como observado nas Figuras 4 e 5.

Figura 4: Componentes estruturais.



Fonte: Autores.

Figura 5: Suporte de mão (A), Suporte de antebraço (B) e Braço de prensão (C).



Fonte: Autores.

A estrutura flexível foi confeccionada em couro e envolve a região ventral da palma da mão e a região ventral do antebraço (terços distais e mediais) sendo acopladas intimamente sobre o membro do indivíduo. Pode-se afirmar que esta estrutura flexível corresponde a 70% da área total do equipamento, e as estruturas rígidas responsáveis por 30%.

Esta superfície flexível permite uma acomodação mais satisfatória, pois permite melhor distribuição de forças por uma área maior, diminuindo a possibilidade da ocorrência de lesões causadas por pontos de pressão. Para o acoplamento do dispositivo na região da mão adotou-se um design diferenciado através da criação de um orifício que permitiu o encaixe do polegar e posteriormente o envolvimento da região posterior da mão, permitindo melhor distribuição das forças aplicadas e também facilitando o manuseio do equipamento ao fazer a sua colocação e retirada.

Na face interna do dispositivo de tecnologia assistiva encontra-se um forro com borracha de EVA de três milímetros de espessura, envolvendo toda a área interna do dispositivo que se encontra em contato com a pele. Este material é muito utilizado na forração de órteses e próteses convencionais fornecendo maior conforto e melhor distribuição de pressão pela área distribuída. Estes cuidados com o uso adequado de materiais para a forração dos dispositivos devem-se principalmente a presença dos déficits sensoriais observados durante a avaliação dos pacientes que apresentaram quadros de hipoestesia e anestesia.

A fixação do dispositivo junto ao membro foi conseguida através da utilização de Velcrons de 5cm de largura de ambas texturas (áspero e rugoso), sendo o rugoso fixo na parte externa do dispositivo e o macio voltado para a face interna.

As estruturas rígidas estão dispostas na face externa do dispositivo sendo fixadas no couro através do uso de adesivo de contato e por seis rebites niquelados número três. A adoção deste design permite um isolamento da área onde se localiza acoplado o membro do usuário e a área onde se localiza os componentes mecânicos funcionais, reduzindo drasticamente a possibilidade de lesões secundárias durante o seu uso

O sistema de acionamento do dispositivo de tecnologia assistiva é baseado nos princípios das máquinas simples/alavancas. Sendo um dispositivo que pode multiplicar a intensidade de uma força durante a realização de um trabalho.

No desenvolvimento deste dispositivo de tecnologia assistiva optou-se pela utilização da alavanca de segunda classe como máquina simples responsável pelo sistema de preensão de objetos.

O ponto de apoio ou fulcro está representado pelo local onde o braço de preensão faz a articulação com o suporte de mão, ou seja, a dobradiça porta cadeado. No dispositivo de tecnologia assistiva as forças foram aplicadas da seguinte forma:

- A força resistente é representada pela mola de tração elástica que possui uma fixação no braço de preensão e outra no suporte de mão.
- A força potente é representada pelo ponto onde a barra de acionamento fixa-se com o braço de preensão realizando a tração quando o movimento de extensão do punho é realizada.
- A alavanca é representada pelo próprio braço de preensão enfocando a distância do ponto onde a barra de acionamento está fixada até a articulação do porta cadeado.

Os aspectos biomecânicos estão presentes em cada componente mecânico do dispositivo, levando em consideração o seu design estrutural e as medidas propriamente ditas.

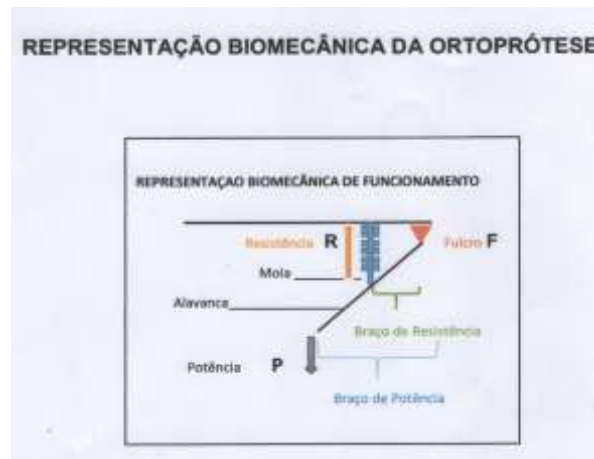
A haste prismática de distribuição homogênea de massa (Braço de alavanca) possui 6 centímetros de comprimento e a distância entre o ponto de apoio (fulcro) e o ponto onde se localiza a resistência é de 3 centímetros. A disposição dos componentes funcionais e a representação biomecânica da ortoprótese está ilustrada nas Figuras 6 e 7.

Figura 6: Disposição dos componentes funcionais.



Fonte: Autores.

Figura 7: Imagem da ortoprótese e dos componentes da alavanca inter-resistente.



Fonte: Autores.

Isso implica em dizer que a força de potência necessária para realizar a abertura do braço de prensão é metade da força realizada pela resistência da mola, ou seja, quanto mais próximo do ponto de apoio a mola for fixada menos esforço o indivíduo fará para abrir o mecanismo de prensão.

O peso total do dispositivo foi de 204 gramas, sendo aferido em uma balança de precisão e a resistência mecânica que realiza o fechamento do dispositivo foi obtida através do uso de uma mola de aço carbono 1070 de 13 espiras com força de tração de 0,1162N/m, constante elástica de $k = 16,6\text{N/m}$ e deformação de 7 milímetros (0,007 metros). Estes dados foram fornecidos através das especificações técnicas disponibilizados pelo fabricante e o revendedor das molas no momento da compra. Cada uma das molas foram fixadas a 3 cm do ponto de apoio ou Fulcro do braço de prensão.

A barra de acionamento possui o comprimento de 10 cm e um furo em cada extremidade, sendo uma face fixada e articulada com o braço de prensão (correspondente ao ponto de tração), que é a força de potência do sistema, e a outra fixada e articulada com o suporte de antebraço (correspondendo a fixação do sistema) onde ocorre a sua ancoragem, estão ilustradas na figura

Neste ponto específico (suporte de antebraço) existe um suporte metálico com dois orifícios que servem para a fixação e regulagem de amplitude do dispositivo. O orifício anterior permite que o dispositivo de tecnologia assistiva seja acionado a partir de um ângulo de 180° graus com o punho e mão em padrão neutro e o orifício posterior permite que ela seja acionada a partir de um ângulo de 10° graus de flexão de punho.

Ainda foi avaliado a amplitude do dispositivo e seu consequente nível de abertura, utilizando-se o instrumento Goniômetro. Observou-se que a partir do padrão neutro de 180° graus a habilidade e destreza necessária para a realização da abertura do sistema foi mais dificultosa, enquanto que ao realizar a mesma função de abertura a partir de um ângulo de 10° graus de flexão de punho o desempenho foi muito mais fácil, com menor grau de dificuldade e com melhor destreza para abrir o braço de prensão e realizar as funções necessárias para o treinamento.

A partir do ângulo de 10° graus de flexão do punho observou-se o seguinte padrão de função conforme demonstrado no Tabela 1:

Tabela 1: Relação entre a angulação do dispositivo e a área de prensão*.

*Considerou-se valores normais de extensão de punho entre 0°-70°, e de flexão de 0°-90° (LIPPERT, 2016).

Nível de amplitude do punho	Abertura em cm	Objeto apreendido/ Treino
10° flexão punho	0 cm	Sem abertura
10° flexão punho para 180° neutro	2 cm	Celular/feijão/talheres
180° para 10° extensão punho	4 cm	Vassoura/guidão de bicicleta
10° para 20° extensão punho	6 cm	Copos diversos/ canecos
20° para 30° extensão punho	8 cm	Garrafas 1 e 2 litros

Fonte: Autores.

Por fim, ressalta-se como preponderante o valor investido para o desenvolvimento do presente dispositivo, onde este deu-se na ordem de R\$ 391,50 para a fabricação de 5 ortopróteses, sendo então o valor individual de cada uma de R\$ 78,30. Esse valor apresenta-se abaixo do que é costumeiramente visto em órteses e próteses comercializadas por meios tradicionais, trazendo grande competitividade de mercado para a tecnologia aqui exposta.

Assim, de modo a demonstrar os gastos e quantidades de material empregadas de forma mais entendível, construiu-se a Tabela 2 exposta logo abaixo:

Tabela 2: Representação dos custos totais dos 5 dispositivos.

Material	Medida quantidade	Custo unitário	Quantidade Utilizada	Custo total
Fibra de Vidro	1 Metro	R\$ 17,00	1 Metro	R\$ 17,00
Tecido de Fibra	1 Metro	R\$ 15,00	1 Metro	R\$ 15,00
Resina Cristal	1 Kilo	R\$ 20,00	1/5 Kilo	R\$ 30,00
Catalisador	1 Bisnaga	R\$ 6,00	1 Bisnaga	R\$ 6,00
Acelerador	1 Bisnaga	R\$ 10,00	1 Bisnaga	R\$ 10,00
Couro Natural	1 Metro	R\$ 90,00	1 Metro	R\$ 90,00
Velcro	1 Metro	R\$ 10,00	2 Metros	R\$ 20,00
Forro de EVA	1 Metro	R\$ 11,00	1 Metro	R\$ 11,00
Chapa Galvanizada	2 Metros	R\$ 45,00	30 Cm	R\$ 6,75
Porta Cadeado	1 Unidade	R\$ 2,75	5 Unidades	R\$ 13,75
Adesivo de Contato	1 Lata	R\$ 12,00	1 Lata	R\$ 12,00
Mão de Obra	Hora/laminação	Hora 50,00	3 Horas	R\$ 150,00
Molas	Unidade	R\$ 2,00	5 Unidades	R\$ 10,00
Custo Final				R\$ 391,50

Fonte: Autores.

4. Discussão

O processo de construção da ortoprótese desenvolvida neste estudo comparada à confecção do dispositivo em impressão 3D, considerado padrão-ouro, difere em alguns aspectos: o desenvolvimento desta é um processo mais demorado, levando cerca de 32 a 54 horas (King, *et al.*, 2015). Zuniga relata que o tempo de confecção de uma prótese modelo Cyborg beast leva em torno de 25 horas (Zuniga, *et al.*, 2015). Enquanto que a ortoprótese levou em média 24 horas para a sua finalização tornando-se um processo mais ágil de confecção.

As próteses já existentes requerem extensos procedimentos terapêuticos especializados para a sua utilização, além da complexidade de mecanismos funcionais, dispositivos terminais, cabos ou chicotes para o seu acionamento (Zuniga, *et al.*, 2015).

Com relação aos seus princípios de ativação os modelos construídos em impressão 3D são acionados por cabos e elásticos, fornecendo um movimento passivo de extensão por tração elástica e a ativação para preensão através do punho em flexão de 20° e 30° graus (Zuniga, *et al.*, 2015). Entretanto a ortoprótese possui o princípio de ativação por um braço de acionamento rígido e sua abertura é promovida pelo movimento de extensão do punho (-10° a 30° graus) e seu fechamento é ativado pela mola e também pode ser auxiliada pelos músculos flexores.

Na prótese Cyborg beast descrita por King, *et al.* (2015) o peso alcançado foi de 184,2 gramas, e o peso de uma prótese convencional do tipo mecânica foi de 400 gramas. O peso total da ortoprótese ficou estipulado em 204 gramas, apresentando-se com a metade do peso de uma prótese convencional e excedendo o peso de uma prótese impressa em 3D por uma diferença de 20 gramas.

As próteses confeccionadas pelo processo aditivo na impressora 3D estão entre as mais acessíveis para a população, pois existem muitos códigos abertos na internet que disponibilizam estes projetos de forma gratuita e é um método muito promissor para o desenvolvimento e customização de próteses, particularmente em países em desenvolvimento (Xu, *et al.*, 2017; Levesque, *et al.*, 2020).

Mesmo sendo um dos processos mais baratos para aquisição de órteses e ou próteses, a impressão 3D ainda possui algumas restrições operacionais, como a demora e tempo elevado para o processo de impressão e os custos com material e tecnologia envolvida (King, *et al.*, 2015; Shahrubudin, Lee & Ramlan, 2019).

No estudo de King, *et al.* (2015) observou-se que o custo do material para imprimir uma prótese modelo Cyborg beast gira em torno de cinquenta dólares (US\$ 50). Para os padrões Norte Americanos seria realmente um custo bem baixo, entretanto ao transformar estes valores de dólar para valores em real a prótese custaria hoje em torno de R\$ 280,50 reais, tendo como base a cotação do dólar em cinco reais e trinta e dois centavos (R\$ 5,61 em 20/11/2021).

Deste modo pode-se afirmar que a economicidade envolvida no processo de desenvolvimento de equipamentos de tecnologia em saúde é muito importante, pois através da redução de custos a possibilidade de acesso torna-se real a clientela que será beneficiada pelos recursos (Baxter, 2011; Farooqi & Sengupta, 2015; Azevedo, *et al.*, 2018).

Um outro produto que pode ser comparado é modelo de prótese do tipo Flexy Hand que também é construído a partir da impressora 3D e possui um custo final de vinte e cinco dólares e setenta e cinco centavos (US\$ 25,75) (Krassenstein, 2014). Ao transformar estes valores de dólar para reais, esta prótese custaria cento e quarenta e quatro reais e quarenta e seis centavos (R\$144,46).

Os custos individuais apresentados por cada uma destas duas próteses foram superiores ao custo individual da ortoprótese desenvolvida neste estudo. Seu custo final foi de setenta e oito reais e trinta centavos (R\$ 78,30). A diferença entre a ortoprótese e a prótese Cyborg beast foi de duzentos e dois sete reais e vinte centavos (R\$ 202,20) e a diferença entre a prótese flexy hand foi de sessenta e seis reais e dezesseis centavos (R\$ 66,16), reiterando Baxter (2011) que relata em seus estudos que se torna necessário a realização de estudos que possam focar a redução de custos e a própria economicidade na implementação

de tais pesquisas.

É importante ressaltar que o desenvolvimento deste dispositivo híbrido constrói base para futuras pesquisas relacionadas à produção de recursos de baixo custo, visto que a mesma apresentou custo individual reduzido, tornando-o um promissor concorrente no comércio de aparelhos ortopédicos. Além disso, ele propicia acesso aos pacientes acometidos pela Hanseníase a um produto funcional a um valor reduzido, especialmente na região amazônica, onde as condições socioeconômicas não são favoráveis. Mohny (2013) destaca a importância do incentivo a estudos que idealizem e fabriquem dispositivos com menor custo e cientificidade.

5. Conclusão

A partir do exposto previamente é possível concluir que o dispositivo elaborado tem grande potencial de inovação, podendo competir com tecnologias já desenvolvidas para o tratamento e reabilitação dos indivíduos acometidos pela Hanseníase que apresentem as sequelas de mão em garra e/ou reabsorção óssea. Além disso, expõe a importância de pesquisas que tragam a confecção de equipamentos que sejam personalizáveis e/ou obedeçam aos princípios do desenho universal, visando atender diferentes públicos, demandas e especificidades anatômicas e funcionais.

Doutro modo, ressalta-se a importância de se ater os estudos voltados ao barateamento e universalização do acesso da população de baixa renda, especialmente na região amazônica onde a renda per capita apresenta-se diminuída. Essa oportunidade de adquirir esses tipos de Tecnologia Assistiva favorecem o ganho funcional e a redução de gastos com outros procedimentos, permitindo o retorno com menor tempo ao desempenho das atividades cotidianas e laborais.

Ainda, o presente estudo permitiu a exploração de meios alternativos para a construção de articulações, pontos de fixação e do emprego do princípio das máquinas simples, aspectos esses que podem facilitar o uso, reduzir o esforço e incrementar a usabilidade do segmento afetado. Outro ponto de destaque é o design alcançado com a ortoprótese, sendo esse compacto e simplificado, o que pode facilitar a adesão de seu uso.

Referências

- Assis, A. K. T. (2008). *Arquimedes, o centro de gravidade e a lei da alavanca* (1a ed.). Montreal, Canadá: Apeiron Montreal.
- Avancini, J., Trindade, M. A. B., & Sanches J. A. (2020). Leprosy elimination - still a long way to go. *Sao Paulo Medical Journal*, 19, 1-3. <https://doi.org/10.1590/1516-3180.2018.0345021019>.
- Azevedo, L. G. C., Baía Júnior, L. O. S., Oliveira, M. S., Amorim, N. D. M., Coutinho, K. D., Nagem, D. A. P., Guerra Neto, C. L. B., Hékis, H. R., & Valentim, R. A. M. (2018). Órteses e próteses aplicada à tecnologia 3D na saúde: uma revisão sistemática. In C. L. B. Guerra Neto, D. A. P. Nagem, H. R. Hékis, K. D. Coutinho, & R. A. M. Valentim (Orgs), *Tecnologia 3D na saúde: uma visão sobre órteses e próteses, tecnologia assistiva e modelagem 3D* (1a ed., Cap. 2, pp. 32-69). Natal, Brasil: SEDIS-UFRJ.
- Barbosa, R. I., Fonseca, M. C. R., Elui, V. M. C., & Barbieri, N. M. C. H. (2012). Median and ulnar nerves traumatic injuries rehabilitation. in: S. M. Rayegani (Orgs), *Basic Principles of peripheral Nerves Diseases*. (1a ed. Cap. 15, pp 261-278). Teerã, Irã: Seyed Mansoor.
- Baxter, M. (2011). *Projeto do produto: guia prático para o design de novos produtos* (3a ed). São Paulo, Brasil: Edgard Blucher.
- Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância em Saúde. Departamento de Vigilância em Doenças Transmissíveis (2016). *Diretrizes para a vigilância, atenção e eliminação da hanseníase como problema de saúde pública: manual técnico-operacional*. Brasília, Brasil: Ministério da Saúde. <https://portalarquivos2.saude.gov.br/images/pdf/2016/fevereiro/04/diretrizes-eliminacao-hanseniase-4fev16-web.pdf>.
- Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância em Saúde. Departamento de Doenças, de Condições Crônicas e Infecções Sexualmente Transmissíveis (2021). *Boletim Epidemiológico de Hanseníase*. Brasília, Brasil: Ministério da Saúde. file:///D:/Downloads/Artigo%20Ortopr%C3%B3tese/boletim_hanseniase_internet_.pdf.
- Cavalcanti, A., & Galvão, C. (2007). *Terapia Ocupacional - Fundamentação e Prática* (1a ed). Rio de Janeiro, Brasil: Guanabara Koogan.
- Farooqi, K. M., & Sengupta, P. P. (2015). Echocardiography and three-dimensional printing: sound ideas to touch a heart. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 28(4), 398-403. <https://doi.org/10.1016/j.echo.2015.02.005>.
- Fortunato, C. N., Silva, A. C. O., Mendes, M. S., Silva Júnior, S. V., Silva, A. B., & Freire M. E. M. (2019). Qualidade de vida de pessoas com hanseníase atendidas em um hospital de referência. *Enfermería global*, 18(4), 119-158. <https://dx.doi.org/10.6018/eglobal.18.4.342601>.

International Organization for Standardization 9999 (2016). Assistive products for persons with disability: classification and terminology. Genebra, Suíça: International Organization for Standardization.

King, M., Phillips, B., Shively, M., Raman, V., Fleishman, A., Riter, S., & Mehta, K. (2015). Optimization of prosthetic hand manufacturing. In: IEEE. IEEE Global Humanitarian technology conference (1a ed., 59-65). Pensilvania, Estados Unidos da América: IEEE Xplore. <https://doi.org/10.1109/GHTC.2015.7343955>.

Krassenstein, E (2014). The flexy-hand: the most innovative, useful, realistic looking 3d printed prosthetic hand yet. <http://3dprint.com/1500/the-flexy-hand-3d-printed-prosthetic/>.

Levesque, J. N. (2020) Three-dimensional printing in orthopaedic surgery: a scoping review. 3D printing in orthopaedics, 5, 430-441. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.5.190024>.

Mohney, G. (2013) Health Care Costs for Boston Marathon Amputees Add Up Over Time: the cost of a new limb can add up over a lifetime. <https://abcnews.go.com/Health/health-care-costs-boston-marathon-amputees-add-time/story?id=19035114>.

Pereira, H. L. A., Ribeiro, S. L. E., Ciconelli, R. M., & Fernandes, A. R. C. (2006) Avaliação por imagem do comprometimento osteoarticular e de nervos periféricos na hanseníase. Revista Brasileira de Reumatologia, (46)1, 30-35. <https://doi.org/10.1590/S0482-50042006000700006>.

Prodanov, C. C., & Freitas, E. C. (2013). Metodologia do trabalho científico: métodos e técnicas da pesquisa e do trabalho acadêmico. Novo Hamburgo, Brasil: Universidade Feevale.

Rodrigues Júnior, J. L., Muniz, L. S., & Xavier, M. B. (2014). A utilização da tecnologia assistiva para alimentação na melhora do desempenho ocupacional de hansenianos com mão em garra. Hansenologia Internationalis, 1(39), 22-29.

Shahrubudin, N., Lee, T. C., & Ramlan, R. (2019). An overview on 3d printing technology: technological, materials, and applications. Procedia Manufacturing, 35, 1286-1296.

Simsik, D., & Bachura, M. (2009). Orthoprotheses sockets at congenital defects and leg lengths shortening. Revista eletrônica transfer of innovations, 196-199.

World Health Organization (2020). Global leprosy update, 2019: time to step-up prevention initiatives. Weekly Epidemiological Record, 91(35), 405-420.

Xu, G., Gao, L., Tao, K., Wan, S., Lin, Y., Xiong, A., Kang, B., & Zang, H. (2017). Three-dimensional-printed upper limb prosthesis for a child with traumatic amputation of right wrist: a case report. Medicine, 95(52), 1-5. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000009426>.

Zuniga, J., Katsavelis, D., Peck, J., Stollberg, J., Petrykowski, M., Carson, A., & Fernandez, C. (2015). Cyborg beast: a low cost 3D-printed prosthetic hand for children with upper- limb differences. BMC Research Notes, 10(8), 1-8. <https://doi.org/10.1186/s13104-015-0971-9>.