Projeto de Mão Protética de Baixo Custo e Estudo da Viabilidade de seu Uso Para Agarre de Objetos Cotidianos

Luiza Amador Pozzobon[1], Rodrigo da Silva Guerra[2]

[1]Curso de Engenharia de Controle e Automação, Universidade Federal de Santa Maria
[2]Departamento de Processamento de Energia Elétrica, Universidade Federal de Santa Maria

***Resumo* — Segundo a Organização Mundial da Saúde, apenas uma em cada dez pessoas com deficiência possui acesso a tecnologias assistivas. Dentre essas tecnologias estão as próteses, membros artificiais que podem garantir uma vida produtiva, independente e digna aos seus usuários. Contudo, apenas 5% dos amputados do mundo possuem acesso a essas, devido a seu alto custo. Esse cenário é ainda mais rudimentar em países em desenvolvimento, onde próteses ditas 'baratas' são, na verdade, caras, por causa dos materiais empregados. Desta forma, neste projeto, realizou-se a concepção e a prototipagem de uma mão protética de baixo custo e, para isso, fez-se uso de materiais plásticos, orgânicos e metálicos simplórios encontrados em quaisquer lojas locais de países em desenvolvimento. Tanto o projeto quanto o protótipo foram submetidos a testes das posições de pinça (toque do polegar e do indicador) e do *power grip* (fechamento total dos dedos). O protótipo, por sua vez, também realizou o agarre de cinco objetos cotidianos: um frasco de vitamina, um copo, uma bola, um caneco e uma garrafa de refrigerante, com o intuito de avaliar a viabilidade de seu uso. A intensidade de agarre de todos os movimentos foi medida por sensores óticos de dobramento presentes internamente aos dedos. Embora a prótese tenha obtido êxito nas atividades propostas, ainda não as realiza de forma satisfatória para uso. O principal aspecto de melhora seria o aperfeiçoamento do processo construtivo, com o objetivo de garantir conformidade ao projeto CAD em que foi baseado.**

***Palavras-chave* – mão, robótica, baixo custo.**

I. Introdução

A Organização Mundial da Saúde (OMS) estimou, em 2017, que apenas uma em cada dez pessoas com deficiência possui acesso a tecnologias assistivas [1]. Tais tecnologias são responsáveis pelo auxílio nas tarefas da vida diária dos indivíduos, em que se pode citar como exemplo as próteses. Próteses são dispositivos utilizados para a substituição de um membro total ou parcialmente ausente. O uso dessas possibilita uma vida mais saudável, produtiva, independente e digna, reduzindo a necessidade de serviços de suporte ou cuidadores a longo prazo [1].

Entretanto, a mesma organização divulgou que, dentre os 40 milhões de amputados do mundo, apenas 5% possuem acesso a qualquer tipo de protético [2]. Esse número reduzido é causado, principalmente, devido ao alto custo das próteses e à falta de pessoal qualificado nesta área. Em países em desenvolvimento, o cenário é ainda mais complexo, pois, nesses países, até mesmo as próteses consideradas de baixo custo em outras partes do mundo são de custo relativamente alto para a maior parte da população.

A mão humana é um dos membros mais frequentemente almejados para reprodução através de próteses. Suas usabilidades e necessidades são óbvias, entretanto, em razão de sua alta complexidade, versatilidade e destreza, é um elemento do corpo extremamente difícil de ser replicado fielmente. Por isso, o estudo de tecnologias capazes de saciar esta carência é antigo. Hoje muitas mãos protéticas já utilizam engenharia de estado da arte, como a impressão 3D [3], e possuem até mesmo capacidades sensitivas [4].

Uma das pesquisas mais promissoras é a da mão protética macia com riqueza de sensações [4]. Esse projeto faz uso de sensores optoeletrônicos, sob forma de linhas óticas transmissoras expansíveis, capazes de detectar a textura, a forma e a maciez de objetos. Os sensores são formados por um par de diodos emissor e receptor de luz, um em cada extremidade, e em seu interior há um cabo de fibra ótica de 1mm de espessura. A gama de sensações, portanto, é obtida através da deflexão desses cabos. Esses componentes estão dentro de atuadores macios, ativados através de válvulas pneumáticas transmissoras de ar, assim, quanto mais pressão aplicada, maior é a curvatura dos dedos.

Na questão dos materiais, a impressão 3D vem sendo utilizada em abundância na criação de protéticos de baixo custo [5, 6, 7]. Dally et al. [3] estudam a efetividade de uma mão protética, acionada através do corpo do usuário, construída com essa técnica, em cenários cotidianos, como apertar botões e girar uma chave. Dois tamanhos de mão são testados e, embora sejam bem-sucedidos em algumas das aplicações, ainda não atingem o grau de destreza do membro humano. Dessa forma, além do estudo teórico e construtivo, é imprescindível examinar a aplicabilidade da mão a ser construída, bem como sua aptidão para atividades corriqueiras que o membro convencional facilmente executaria.

Entretanto, uma mão protética com o grau tecnológico da primeira não é economicamente viável aos necessitados em países pouco desenvolvidos. Além disso, a impressão 3D ainda é pouco presente em cidades de menor porte. Dessa forma, é vital retornar à base e revisar o que está disponível nesses ambientes, conforme o artigo de Strait [8]. Em seu artigo, Strait apresenta as soluções encontradas pela população de baixa renda nos países em desenvolvimento e evidencia a necessidade da criação de tecnologias específicas bem como o uso de materiais existentes em tais regiões. As próteses citadas são construídas com partes de madeira, bambu, PVC, plástico, moldagem polimérica e algumas peças metálicas. Ademais, são acionadas através do movimento do corpo do usuário, não possuindo, em sua maioria, partes elétricas e eletrônicas, embora algumas sejam citadas no texto.

Portanto, o objetivo deste trabalho é a concepção e a fabricação de uma mão protética de baixo custo que leve em consideração os materiais presentes em países em desenvolvimento, mas que concomitantemente apresente algum grau de aplicação eletrônica. Estuda-se a aptidão da mão, tanto no contexto projetual, quanto do protótipo na execução dos movimentos de pinça (encontro dos dedos polegar e indicador) e de *power grip* (fechamento de todos os dedos). Além disso, são realizados testes de agarre a itens de

uso cotidiano, a fim de aprovar seu uso. Todas essas posições são quantificadas numericamente através de sensores óticos de dobramento presentes no interior de cada dedo.

II. Metodologia

A. Projeto

Semelhantemente à mão humana, o projeto conta com cinco dedos, conforme explicitado na Fig. 1. Quatro desses dedos - o indicador, o médio, o anelar e o mínimo - são compostos por três falanges distintas, e com algumas dimensões diferentes para cada dedo. A forma dos dedos foi baseada no material utilizado para o protótipo: cano PVC flexível. Portanto, as falanges são todas circulares e possuem dimensões guiadas pela disponibilidade no mercado.

As falanges superior e inferior possuem diâmetro de 12mm e espessura de 1mm, enquanto a média possui diâmetro de 18mm e espessura de 2mm. A fim de garantir o posicionamento na palma da mão e a terceira junta ao dedo, cada um conta com uma base, também de 18mm de diâmetro.

Tanto a base, quanto as falanges contam com cortes arredondados nas partes frontais e traseiras, como visto na Fig. 1. Embora esses cortes diminuam a resistência do material à compressão, sua necessidade é imprescindível para possibilitar um maior grau de dobramento a cada uma das três juntas dos dedos. Tais cortes estão presentes onde as falanges serão conectadas, portanto, a falange superior possui cortes em sua extremidade inferior, nas partes frontal e traseira, e em cada lateral, um furo de 1mm de diâmetro, distante de 4mm da borda, para conexão com a próxima falange. As falanges média e inferior se conectam com dois canos cada, e então, possuem os mesmos furos e cortes em ambas suas extremidades. A base possui cortes e furos na extremidade superior para conexão com a falange inferior, além de um corte reto apenas na parte frontal para parafusá-la à palma da mão.

O polegar segue o mesmo princípio de projeto dos outros dedos, entretanto, possui três falanges de diâmetros distintos, 12mm, 18mm e 24mm, da superior para a inferior. Outra diferença importante é que os furos das extremidades inferior e superior são deslocados em 30 graus entre si nas falanges inferior e média, como observado na Fig. 2. Tais deslocamentos possibilitam maior curvatura em direção ao indicador, facilitando a realização da pinça.

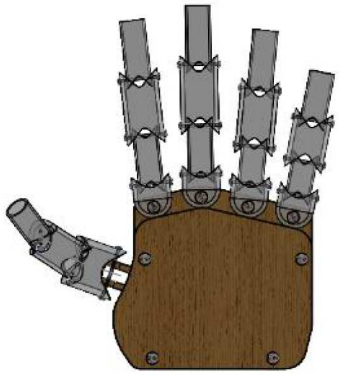

Figura 1. Projeto da mão protética realizada.

A palma da mão conta com duas peças principais, superior e inferior, separadas por quatro espaçadores de aproximadamente 7mm de altura. Essa distância é necessária para proteção e organização dos fios utilizados para acionamento e sensoriamento dos dedos, além de garantir aspecto um pouco mais humanizado devido a espessura.

Utilizaram-se as medidas de uma palma humana para o primeiro projeto, com posteriores alterações a fim de acomodar da melhor forma os componentes mecânicos, especialmente o polegar. Por isso, também se projetou uma base diferenciada para o polegar, a fim de possibilitar maiores ângulos de dobra para a falange inferior do mesmo.

B. Fabricação dos Dedos

Os dedos da prótese foram fabricados em PVC flexível com o intuito de possibilitar uma pequena deformação ao agarrar objetos. Esses são postos em movimento de fechamento através do tensionamento de linhas de pesca de poliamida, capazes de suportar até 7,8kg, escolhidas por não sofrerem deformações significativas ao serem tensionadas. Tais linhas, no caso deste projeto, são acionadas manualmente, percorrendo os dedos interna e individualmente.

Os dedos possuem, portanto, três juntas de movimentação em uma única direção. A união dos pares de falanges é realizada por um fio de arame galvanizado número 22, que atravessa furos de aproximadamente 1mm de espessura, realizados com uma agulha de costura aquecida. Os furos, simétricos e alinhados – exceto pelos do polegar, conforme relatado na seção de projeto – estão afastados de 4mm da borda de cada tubo flexível. Na Fig. 2 também é possível observar a flexão do polegar devido ao deslocamento dos furos de conexão, enquanto que na Fig. 3 observa-se todos os dedos montados.

C. Fabricação da Palma da Mão

A palma da mão, conforme relatado na seção de projeto, possui três partes: inferior, superior e a base do dedão. Essas peças foram fabricadas a partir de uma chapa de MDF de 3mm,

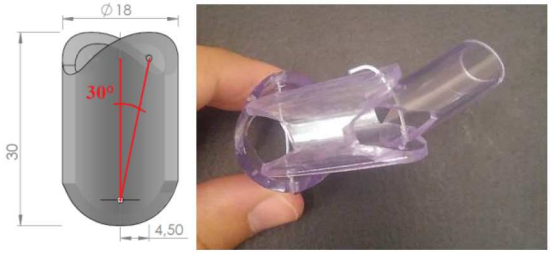

Figura 2. Projeto de uma das falanges do polegar, com seus furos deslocados em 30º e flexão do protótipo desse dedo.

Figura 3. Todos os dedos do protótipo montados.

ISBN: 978-85-98123-14-1

devido à facilidade de compra e manuseio desse material, cortadas com serra tico-tico e finalizadas com um esmeril de bancada. Na peça inferior, quatro furos foram realizados a fim de permitir o acoplamento dos dedos com parafusos M3 de 10mm.

Além disso, outros quatro furos foram necessários, dessa vez também na placa superior, para o acoplamento das duas partes com parafusos M3 de 25mm. As duas chapas são separadas por quatro espaçadores circulares metálicos de, aproximadamente, 8mm de altura. Esse espaçamento se faz necessário para esconder e proteger os cabos dos sensores e de acionamento dos dedos. Utilizou-se cola quente para acoplar a base do dedão na palma inferior e as linhas de acionamento dos dedos em cada falange superior. Também, cinco círculos metálicos foram colados na chapa inferior a fim de possibilitar a organização das linhas de acionamento dos dedos.

D. Sensoriamento do Protótipo

O sensor ótico de dobramento tem como objetivo medir o grau de curvatura dos dedos da mão protética. Em uma das extremidades da mola de extensão que percorre cada dedo está um diodo emissor de luz (LED) de alto brilho branco. Na outra extremidade, está um fotoresistor (LDR) que possui resistência variável de acordo com a luz capturada. Ainda, os componentes são revestidos por um espaguete termoretrátil, a fim de garantir que a luz exterior não interfira nas medições, além de conferir maior grau de segurança e acoplamento ao sensor LDR e ao LED.

Portanto, conforme a mola é flexionada, a luz que atinge o receptor varia e, assim, o grau de deflexão é obtido. Quanto mais luz incide no receptor, maior é o valor retornado ao Arduino Uno, microcontrolador escolhido para a prototipagem eletrônica devido à imediata disponibilidade e baixo custo. Todos os sensores foram fabricados manualmente, então não apresentam medidas homogêneas. Foi possível atenuar tais diferenças a partir da compensação com resistores de valores distintos. Os valores lidos saturavam com o uso de resistores de valores baixos, dessa forma, fez-se necessário o uso de valores elevados a fim de permitir um maior alcance de leitura.

O circuito simplificado dos sensores óticos e os valores das resistências são observados na Fig. 4. Na Fig. 5 observa-se o sensor montado com e sem o termoretrátil. Por fim, a projeção dos valores gastos com a prototipagem da mão protética pode ser observada na Tabela 1.

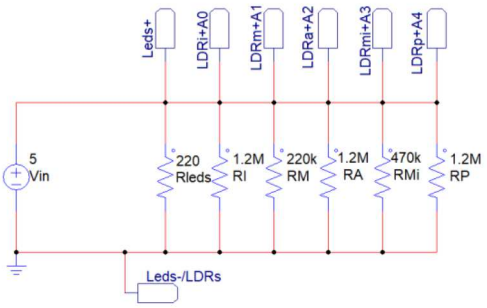

Figura 4. Circuito simplificado dos sensores óticos da mão.

Figura 5. Sensor ótico de dobramento montado, com e sem o espaguete termoretrátil.

TABELA 1. PROJEÇÃO DE VALORES GASTOS NA PROTOTIPAGEM DA MÃO.

Material	Quantia	Valor (R$)
PVC 12mm	30 cm	0,71
PVC 18mm	30 cm	0,84
PVC 24mm	10 cm	0,32
Chapa de MDF	1	3,00
Parafusos e Porcas M3	8 cada	2,00
Linha de Pesca	1 rolo	4,50
Mola de expansão	5	30,00
LDR	5	17,50
LED	5	10,00
Arduino Uno	1	56,00
Kit de Jumpers	1	8,90
	Total	133,77

III. RESULTADOS

Nesta seção são tratados os resultados obtidos para as posturas de pinça e *power grip*, movimentos base utilizados com alta frequência na mão humana. A simulação dessas posições no projeto é fundamental para assegurar que o protótipo também possua capacidade de atingi-las. Além das posições citadas, o protótipo foi submetido a testes de agarre a cinco itens cotidianos: copo, bola, caneco, frasco de vitamina e garrafa de refrigerante cheia de 200ml, visualizados na Fig. 6.

Figura 6. Objetos utilizados nos testes de agarre.

A. Simulação do Projeto

A simulação das posturas foi realizada no próprio ambiente de criação do *SolidWorks*. Os dedos foram movidos para as posições desejadas, com algum cuidado para não haver colisões irreais das falanges. Dessa forma, toleraram-se algumas quantias de colisões devido a natureza do material utilizado no protótipo, que é capaz de suportar deformações e retornar ao seu estado original. As colisões foram verificadas com uma ferramenta intrínseca do software.

Obteve-se êxito na simulação dos movimentos. Entretanto, a postura de pinça mostra-se dificultosa por causa do formato da ponta dos dedos, que se encontram lateralmente ao invés de frontalmente. A postura de *power grip*, por sua vez, apresenta um espaço considerável entre os dedos e a palma da mão, o que pode impossibilitar o agarre de pequenos objetos. Ambas as poses podem ser observadas na Fig. 7.

B. Sensoriamento do Protótipo

Em todos os testes do protótipo realizados tomou-se, também, a leitura dos valores dos sensores óticos dos dedos. A apresentação desses valores busca quantificar a curvatura realizada pela mão para cada postura, indicando a intensidade de agarre para cada objeto. Na Tabela 2 observam-se os valores base dos sensores em posição de repouso (valor mínimo), levemente tensionado (valor médio) e completamente tensionado (valor máximo). Salienta-se novamente que, como os sensores foram fabricados manualmente, sem o uso de ferramentas que garantissem uma maior padronização, existe uma diferença considerável entre os valores lidos e a qualidade desses. Alguns sensores, como o do indicador e o do polegar, mostraram uma variação numérica, em relação à curvatura realizada, satisfatória e quase linear. Outros, porém, como os dos dedos médio e mínimo, apresentaram leituras inconsistentes, de forma que, ou variavam abruptamente, nos primeiros graus de curvatura, ou sequer variavam, nos maiores graus de curvatura.

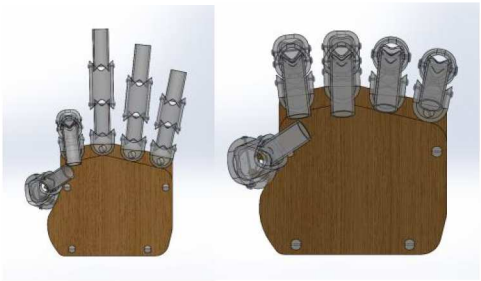

Figura 7. Simulação dos movimentos de pinça e *power grip*.

TABELA 2. VALORES BASE DOS SENSORES ÓTICOS DE DOBRAMENTO PARA CADA DEDO EM VOLTS (0 A 5V).

Valores	Indicador	Médio	Anelar	Mínimo	Polegar
Mínimo	0,17 V	0,78 V	2,17 V	0,18 V	0,01 V
Médio	1,94 V	4,23 V	3,79 V	4,50 V	1,25 V
Máximo	3,43 V	4,47 V	4,92 V	4,80 V	2,87 V

C. Simulação do Protótipo – Pinça e Power Grip

As posturas de pinça e *power grip* foram realizadas com êxito pelo protótipo, embora com algumas dificuldades, especialmente na primeira. Para que o movimento de pinça ocorra com sucesso, é necessário tensionar os dedos indicador e polegar simultaneamente. Entretanto, o primeiro necessita de muito mais força que o segundo para atingir a posição desejada devido à diferença de construções das falanges. Dessa forma, manualmente, a realização dessa pose é bastante difícil e pouco eficaz para o agarre de objetos.

A pose de *power grip*, por sua vez, apresenta o mesmo problema encontrado na simulação do projeto. A distância entre os dedos e a palma da mão é demasiadamente grande impossibilitando ou prejudicando o agarre de objetos de menor tamanho. Na Fig. 8 observa-se o protótipo da mão protética realizando as duas posições citadas.

D. Simulação do Protótipo - Agarre de Objetos

Conforme mencionado, o protótipo foi submetido a testes de agarre de cinco itens de uso cotidiano apresentados anteriormente. Os itens foram selecionados de forma a variar a intensidade de agarre. A bola e o frasco de vitamina, por exemplo, possuem dimensão pequena e pouco peso. A garrafa de refrigerante também é pequena, porém, é o item mais pesado dentre os ensaiados. O copo tem tamanho e peso médios e o caneco requer um agarre complexo.

O protótipo obteve êxito no agarre de todos os itens testados e estiveram suspensos a, pelo menos, 5 cm de altura. Os de maior facilidade foram a bola e o copo, seguidos pelo frasco de vitamina. Tais itens foram agarrados e levantados na primeira ou segunda tentativa. Na Fig. 9 observam-se os três objetos suspensos.

Em contrapartida, necessitou-se de diversas tentativas para suspender o caneco e o refrigerante, além de caixas para elevar a altura inicial dos itens e facilitar a ação da mão. Muita força foi aplicada à linha de tensionamento dos dedos para levantar o último. Enquanto que, para o primeiro, a grande dificuldade era o equilíbrio da concavidade do mesmo para cima. Neste caso, o pinçamento interno da alça do caneco não é suficiente para levantá-la de forma apropriada. É necessário tensionar todos os dedos de forma a utilizá-los como apoio, como apresentado na Fig. 10. Na Fig. 11 é possível observar o agarre do refrigerante.

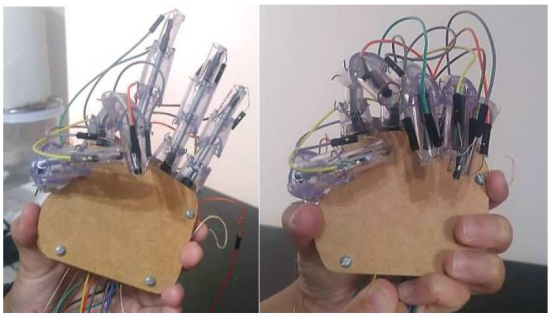

Figura 8. Movimentos de pinça e *power grip* do protótipo.

ISBN: 978-85-98123-14-1

Figura 9. Agarre dos objetos bola, copo e frasco de vitamina.

Figura 10. Agarre do caneco.

Figura 11. Agarre do refrigerante.

E. *Valores obtidos pelos sensores*

Na Tabela 3 é possível observar os dados obtidos pelos sensores de cada dedo para cada uma das posições testadas e itens agarrados. Salienta-se que o valor apresentado para a caneca corresponde ao do primeiro agarre, tido como o mais correto dentre os bem-sucedidos. Além disso, os valores da pinça e do *power grip* correspondem a execuções não fotografadas e não às das figuras presentes neste trabalho.

Ao comparar os valores da pinça e do *power grip*, por exemplo, evidencia-se a diferença posicional dos dedos medida pelos sensores. Para que a pinça fosse bem-sucedida, não há necessidade de flexionamento intenso do polegar, já que o que importa é a união com o indicador.

Se, por outro lado, tomar-se os dados dos itens testados, nota-se que os valores de flexão dos dedos indicador ao mínimo não possuem grande variância, enquanto os dados do polegar possuem. Com isso, é possível concluir que o dedo que mais contribui com a diferença de intensidade de agarre, para os itens testados, é o polegar. Pelos objetos não possuírem grande diferença de volume, os quatro dedos citados anteriormente se fecham em posição semelhante ao *power grip* para abraçá-los e o polegar garante a firmeza do agarre.

TABELA 3. VALORES OBTIDOS PELOS SENSORES NAS POSIÇÕES E AGARRES ENSAIADOS EM VOLTS (0 A 5V).

Valores	Polegar	Indicador	Médio	Anelar	Mínimo
Pinça	1,83 V	2,93 V	0,89 V	2,17 V	0,21 V
Power Grip	2,59 V	3,13 V	4,79 V	4,86 V	4,74 V
Bola	3,58 V	4,06 V	4,72 V	4,46 V	4,62 V
Copo	1,99 V	2,50 V	4,60 V	4,87 V	4,79 V
Vitamina	3,83 V	3,66 V	4,62 V	4,64 V	4,84 V
Refrigerante	3,03 V	4,02 V	4,83 V	4,75 V	4,58 V
Caneco	3,14 V	4,29 V	4,92 V	4,57 V	4,29 V

IV. DISCUSSÃO

Nesse documento, descreveu-se o processo de concepção e fabricação de uma mão protética de baixo custo. Levou-se em conta a disponibilidade de materiais nas regiões de aplicação alvo, os países em desenvolvimento, e, portanto, a parte mecânica, em sua totalidade, foi construída com componentes plásticos, orgânicos e metálicos, facilmente encontrados em lojas locais. O baixo custo da manufatura permitiu, ainda, o investimento em componentes eletrônicos. Dessa forma, a construção de um membro barato, mas com certo grau de inteligência, foi possível. A união das duas características possibilitará, então, futuros estudos e avanços do protótipo.

Os materiais utilizados mostraram-se viáveis e capazes de suportar esforços mínimos do agarre de itens cotidianos. O tubo de PVC não deforma a ponto de perder suas características ou interferir com o cabeamento de sensoriamento e atuação em seu interior, mostrando-se efetivo para uso nessa aplicação. Em razão da falta de estruturas de auxílio e padronização na fabricação das falanges, nenhuma é igual a outra, o que causa interferências não projetadas no momento de dobra. Além disso, a base do polegar foi de difícil acoplamento à palma inferior, devido à necessidade de alinhamentos dos quatro furos de 1mm (das bases e da falange inferior do polegar). Por isso, esse dedo ficou com folga de movimentação transversal de cerca de 1cm, causando, novamente, divergências do projeto e dificuldades na realização do movimento de pinça. A manufatura dos sensores também foi marcada pela falta de padronização, o que levou à diferença de medidas citadas no texto. Porém, alguma fração da irregularidade numérica atribui-se ao baixo valor e, portanto, qualidade dos componentes utilizados para o sensoriamento.

Embora o membro construído tenha obtido êxito nas tarefas propostas, ainda se mostra pouco eficiente quando o item a ser agarrado é pesado ou possui necessidade de posições de agarre complexas. A causa dessa ineficiência é, em grande parte, relacionada à dificuldade do acionamento manual dos dedos do protótipo. A fim de atingir posições extremas, como o fechamento total das falanges, é necessária uma quantia razoável de força nas cinco de linhas, o que é complexo de realizar com apenas uma mão tencionando-as. Além disso, o

"peso" do acionamento está relacionado à proximidade da mola aos arames de ligação das juntas. Esses dois itens se encostam e o arame impede a movimentação fluida da mola, o que, por sua vez, trava a movimentação da mão.

Espera-se, futuramente, encontrar um método de fabricação que garanta regularidade com o projeto, ao mesmo tempo em que mantenha seu baixo custo, além de testar outros tipos de cortes nas juntas a fim de diminuir a possibilidade de interferências. O corte quadrado (utilizado na base de acoplamento das falanges à palma) é uma opção em vista. Além disso, a eliminação do cruzamento do arame no interior das falanges permitirá tanto a movimentação fluida dos dedos e da mola, quanto o cabeamento dos sensores internamente aos dedos. Essa simples mudança reduzirá significativamente a quantia de fios externa à mão e os protegerá de intempéries enquanto ocorre manipulação do membro. Também, poderá solucionar a questão do espaço entre os dedos dobrados e a palma da mão citado no texto. Ademais, a utilização de motores para o acionamento das linhas facilitará a realização das posições, além de garantir a força necessária em cada uma delas. A aplicação desse mecanismo de acionamento permitirá uma utilização mais completa do membro construído, abrindo portas para outras pesquisas. Nesse cenário, os sensores seriam utilizados para controlar o acionamento e torque do motor, além da tarefa que já realizam de estimar a intensidade do agarre.

V. Conclusão

Dessa forma, o projeto mostrou-se promissor no estudo de alternativas protéticas de baixo custo, apesar das questões apresentadas na seção anterior. Objetiva-se, a seguir, a reconstrução da mão, a fim de corrigir as imperfeições do primeiro protótipo, além da fabricação de um pulso para a mesma. Por fim, a segunda versão do protético será utilizada para o estudo de manipulação de objetos com algoritmos de *reinforcement learning.*

Referências

[1] World Health Organization. "WHO standards for prosthetics and orthotics." (2017).

[2] Marino, Martin, et al. "Access to prosthetic devices in developing countries: Pathways and challenges." *2015 IEEE Global Humanitarian Technology Conference (GHTC)*. IEEE, 2015.

[3] Dally, Corinne, et al. "Characteristics of a 3D-printed prosthetic hand for use in developing countries." *2015 IEEE Global Humanitarian Technology Conference (GHTC)*. IEEE, 2015.

[4] Zhao, Huichan, et al. "Optoelectronically innervated soft prosthetic hand via stretchable optical waveguides." *Sci. Robot.* 1.1 (2016): eaai7529.

[5] Zuniga, Jorge, et al. "Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences." *BMC research notes* 8.1 (2015): 10.

[6] Gretsch, Kendall F., et al. "Development of novel 3D-printed robotic prosthetic for transradial amputees." *Prosthetics and orthotics international* 40.3 (2016): 400-403.

[7] Ten Kate, Jelle, Gerwin Smit, and Paul Breedveld. "3D-printed upper limb prostheses: a review." *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 12.3 (2017): 300-314.

[8] Strait, Erin. "Prosthetics in developing countries." *Prosthetic Resident* (2006): 3.