

Detecção de Limiar de Força Aplicada em uma Prótese de Antebraço [★]

Caio Lima ^{*}, Caio Tascheti Mello ^{*,**}, Ricardo Suyama ^{*,***},
Filipe Ieda Fazanaro ^{*,****}

^{*} *Universidade Federal do ABC (UFABC).
Avenida dos Estados, 5001. 09210-580. Santo André, SP, Brasil.
(e-mail: clima@ufabc.edu.br).*

^{**} *(e-mail: caiotaschetti@gmail.com)*

^{***} *(e-mail: ricardo.suyama@ufabc.edu.br)*

^{****} *(e-mail: filipe.fazanaro@ufabc.edu.br)*

Abstract: This project presents the studies associated with the sensing of forces applied in a robotic hand prosthesis. The intention is that the user can control the force applied to certain objects without suffering plastic deformations but that they are safe so that the object does not slip. For this purpose, the forearm design provided by the company Inmoov was used, as well as resistive sensors at the fingertips for the control of applied pressure. Results are presented regarding the accomplishment of the opening and closing control of the prosthesis through the Myo device, which recognizes electrical impulses in the arm related to a certain movement (e.g., wrist closure). This proposed low-cost system was able to hold fragile objects, such as disposable plastic cups and bottles, firmly and without damaging them, in addition to allowing the user to have a means of feeling the force that the prosthesis was applying to the object. It was observed that this footprint was not made in the usual way, but similarly to tweezers. Improvement and functionality studies of the prosthesis are proposed, mainly for the capture and processing of EMG signals.

Resumo: Este trabalho apresenta os estudos associados à realização do sensoriamento de forças aplicadas em uma prótese de mão robótica. O intuito é que o usuário possa controlar a força aplicada a determinados objetos sem que estes sofram deformações plásticas mas que estejam seguros para que não haja o deslizamento do objeto. Para este fim, foi empregado o projeto do antebraço disponibilizado pela empresa Inmoov, bem como sensores resistivos nas pontas dos dedos para a realização do controle da pressão aplicada. São apresentados resultados quanto à realização do controle de abertura e fechamento da prótese por meio do dispositivo Myo o qual faz o reconhecimento de impulsos elétricos do braço relacionados a um determinado movimento (e.g. fechamento do punho). Esse sistema proposto de baixo custo foi capaz de segurar objetos frágeis, como copo descartáveis de plástico e garrafas, com firmeza e sem danificá-los, além de permitir que o usuário tivesse um meio de sentir a força que a prótese estava aplicando ao objeto. Foi observado que esta pegada não era realizada de forma usual e, sim, de forma semelhante a uma pinça. São propostos estudos de aprimoramento e da funcionalidade da prótese, principalmente para a captação e o processamento de sinais EMG.

Keywords: Force control; Forearm prosthesis; INMOOV; Myo.

Palavras-chaves: Controle de força; INMOOV; Myo; Prótese de antebraço.

1. INTRODUÇÃO

Atualmente é extremamente comum encontrar aparelhos eletrônicos que facilitam a vida cotidiana de seus usuários: basta olhar ao redor para perceber a imensa quantidade de dispositivos que existem para suprir as necessidades da população. Porém, mesmo com diversas tecnologias existentes, a integração ou reintegração de pessoas portadoras de deficiência física à sociedade ainda é bastante desafiadora. Muitos desses deficientes acabam encontrando dificuldades

em tarefas relativamente simples devido à perda parcial ou total de membros, dificultando sua vida profissional e pessoal.

No Brasil constatou-se pelo último censo feito em 2010 pelo IBGE que a população brasileira é composta de, aproximadamente, 13 milhões de pessoas com alguma deficiência motora (Oliveira, 2012). Apesar desse número alto, as próteses atuais de membros como braços e pernas, ainda possuem um preço elevado, com um custo aproximado de R\$ 30.000,00 (Cost, 2020). Outro fator importante a ser considerado é que ainda há um déficit no mercado de dispositivos que façam uma interface prótese e usuário, retornando para este último, em forma de estímulos, a

[★] O presente trabalho contou com apoio do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES).

intensidade da força aplicada ao manusear objetos. Isso é importante para que o usuário possa controlar a força com que ele deve pegar algo sem danificá-lo, tornando assim o membro artificial mais próximo do membro real e ajudando-o a ser mais independente no cotidiano.

O objetivo desse trabalho é investigar uma solução de baixo custo para prover informação sobre a força aplicada em próteses de membro superior. Basicamente, tomando por base o projeto disponibilizado pela empresa INMOOV (Langevin, 2012), propõe-se a montagem de uma prótese de antebraço e à ela adicionar sensores resistivos. A ideia é que ao manipular um determinado objeto, os sinais captados por esses sensores sejam processados por um Arduino e, em conjunto com um dispositivo de captura e processamento de sinais eletromiográficos (EMG) por meio do dispositivo *Myo* (Thalmics Labs, 2018), o usuário seja capaz de controlar a força com que a prótese captura esse objeto. A percepção de como isso é feito está associada à intensidade da vibração de motores *vibracall* os quais estão instalados junto à pele do usuário por meio de uma cinta em malha.

Próteses para pessoas com deficiências tendem a ser produtos com preço elevado apesar da alta demanda de pessoas que os necessitam. Com base nisto, e nas novas tecnologias de automação e de robótica, a proposta desse trabalho consiste em verificar a viabilidade de uma prótese de baixo custo que possua o controle dinâmico do fechamento da mão através de sensores resistivos instalados nas pontas dos dedos. Além disso, é importante que sejam também analisadas soluções que possibilitam ao usuário receber de alguma maneira essa informação de força aplicada ao objeto para melhorar o manuseio de objetos com a prótese. Alguns artigos acadêmicos tratam do controle automático de força aplicada na própria captação de sinais EMG (Eletromiográficos) como no caso do trabalho desenvolvido por Castellini et al. (2008) onde é medida a intensidade do sinal de EMG.

2. METODOLOGIA

2.1 Materiais e custos

Para a montagem da prótese foram necessárias aproximadamente 40 homem-horas de trabalho considerando toda o procedimento descrito na documentação (Langevin, 2012), bem como para a montagem dos circuitos eletrônicos e a confecção da pulseira onde seriam presos os motores *vibracall*. Assim, utilizando como base uma mão de obra de R\$ 2500,00 (R\$ 5000,00 custo mensal com impostos) e supondo que o montador responsável trabalhe 200h/mês, o custo de montagem aproximado é de R\$1000,00.

Considerando os valores apresentados na Tabela 1 e somando-se a projeção de preço de montagem, pode-se notar que o valor total da prótese fica entre R\$ 3000,00 e R\$ 3500,00, um valor muito mais acessível aos usuários comparados ao valor das próteses disponíveis no mercado atual. Por exemplo, próteses comerciais mais simples, aquelas ditas “modelos de entrada”, podem ser encontradas por, aproximadamente, R\$ 30000,00, sendo este um valor elevado considerando que elas não oferecem controle de força ou resposta à estímulos externos ao deficiente. Já as próteses mioelétricas dotadas de um sistema de controle

de força custam em média R\$ 100.000,00 (Cost, 2020). Um exemplo de prótese que possui esse funcionamento é o modelo *I-Limb* fabricado por Touch Bionics (2019).

Tabela 1. Custo de fabricação da prótese.

Quantidade	Descrição	Custo unitário (R\$)	Total (R\$)
5	Sensores resistivos de pressão, modelo FSR 402	45,00	225,00
1	Arduino Mega	60,00	60,00
5	Servo motores Towerpro modelo MG996R	33,00	165,00
1	Serviço de impressão da prótese	700,00	700,00
1	Pulseira Myo	900,00	900,00
5	Motor DC de vibração (<i>vibracall</i>) 1027	9,00	45,00
1	Pulseira de malha	10,00	10,00
1	Miscelâneas	110,00	110,00
Total			2215,00

2.2 Funcionamento geral da prótese

O desenvolvimento desse trabalho está fundamentado no projeto *open source* de uma prótese do antebraço direito disponibilizado pela empresa INMOOV. Um dispositivo *Myo* é empregado para a captação de sinais de EMG os quais servem para identificar posições específicas do braço do usuário. Além desse dispositivo, foram instalados sensores resistivos FS 402, um em cada dedo da prótese, para a detecção da força aplicada aos objetos manipulados pela prótese, assim como cinco motores *vibracall* - um motor associado a cada dedo - para que fosse possível transmitir uma resposta ao usuário da força aplicada por ele. Por fim, todos esses componentes foram controlados e processados por uma placa Arduino Mega.

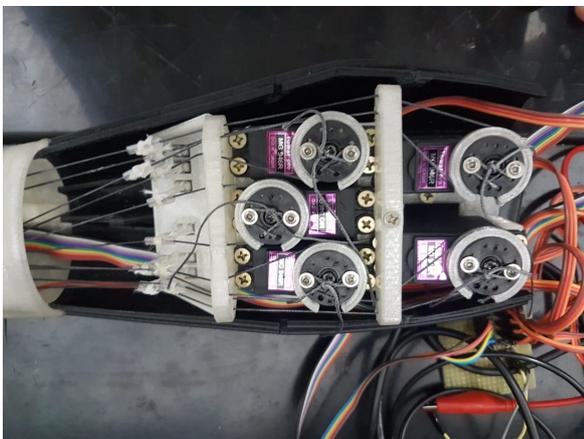
Resumidamente, o funcionamento do sistema como um todo pode ser estruturado da seguinte maneira:

- (1) O usuário da prótese realiza um movimento específico, e.g. de fechar a mão. O Myo capta os respectivos sinais de EMG;
- (2) O Arduino processa esses sinais e envia comandos para começar a fechar os dedos da prótese de forma conjunta;
- (3) Caso a prótese toque em algum objeto, todos os dedos - incluindo aquele que efetivamente tocou o objeto - começam a fechar com velocidade menor;
- (4) Assim que os dedos começarem a se movimentar em velocidade menor, é determinada uma força limite para cada dedo, levando em consideração o material de que é feito o objeto a ser manipulado a partir da qual a prótese pára de fechar e permanece na sua posição atual;
- (5) Caso a situação descrita anteriormente não ocorra, com base em experimentações, a mão pára de fechar quando o dedo chegar na posição de 130°.

2.3 Considerações sobre a construção da prótese

A prótese empregada corresponde ao antebraço direito sendo constituída por três partes principais: a mão direita (17 peças), o pulso (5 peças) e o antebraço (6 peças). Todas as peças foram impressas em uma impressora 3D utilizando o material LPA. O procedimento detalhado de montagem da prótese foi baseado nos anexos da documentação oficial do projeto da prótese (Langevin, 2012).

Os dedos possuem movimentos independentes um dos outros, sendo acionados individualmente por servo motores Towerpro MG996R por meio de tendões feitos originalmente de molas de extensão de aço. Contudo, aqui optou-se pela substituição dessas molas por fios de náilon, o que garantiu uma flexibilidade maior e evitou afrouxamento dos tendões ao longo do tempo. Todos os motores estão localizados no antebraço da prótese, conforme pode ser visualizado na Figura 1(a).



(a)



(b)

Figura 1. Em (a) tem-se a visualização da montagem dos motores. Em (b) é possível verificar como os sensores resistivos foram instalados nas pontas dos dedos.

Uma segunda mudança em relação ao projeto original foi realizada instalando-se os sensores resistivos nas pontas de cada um dos dedos empregando um pequeno dedal

de silicone. A Figura 1(b) apresenta a montagem final equivalente.

De forma a verificar a dilatação mínima e máxima correspondente de cada sensor, foram aplicadas forças individuais a cada um dos sensores resistivos da prótese. Esses valores foram obtidos por meio da leitura da tensão de saída de cada sensor pelo Arduino. Assim, pôde-se verificar se os valores experimentais estão condizentes com os valores especificados pelo *datasheet* do sensor.

2.4 Calibração do dispositivo Myo

O dispositivo *Myo* foi empregado para capturar sinais de EMG associados às posições aberta e fechada da mão do usuário, de forma que fosse possível realizar a movimentação dos dedos através do controle dos servos motores.

Para efetuar a calibração do dispositivo *Myo*, basta que o usuário coloque a pulseira em seu antebraço e realize os movimentos pré-determinados e indicados pelo software do próprio fabricante. Por padrão, utilizou-se a posição *fist* que corresponde quando a mão da pessoa que está fechada e a posição de repouso para o funcionamento da prótese.

Para que fosse possível realizar a interface do *Myo* com a placa Arduino foi necessário empregar o aplicativo *Myo-Duino* (Chapskie, 2016) que possibilita a comunicação do *Myo* com a placa Arduino.

2.5 Calibração dos motores Vibracall

Os motores *vibracall* modelo 1027 - bastante utilizados para efetuar o comportamento de vibração de telefones móveis em geral - foram empregados para melhorar a sensibilidade do usuário quando ele interage com o meio, i.e. quando ele pega um copo. Dessa forma, para calibrar esses motores, cada um dos sensores resistivos das pontas dos dedos foram pressionados nas condições de dilatações mínima e máxima. Assim, os motores foram calibrados de forma linear à força aplicada, ou seja, eles aumentavam sua intensidade gradativamente até alcançar a força máxima.

2.6 Esquemático geral elétrico do projeto

O circuito completo da prótese possui três módulos principais, além do Arduino que realiza o processamento dos dados. O primeiro módulo é o responsável por controlar os servos motores que realizam os movimentos dos tendões da prótese por PWM (*Pulse Width Modulation*). O esquemático do circuito equivalente projetado e implementado é mostrado na Figura 2.

A função do segundo módulo é monitorar os sensores de força que são utilizados nas pontas dos dedos da prótese. Esse módulo possui amplificadores operacionais ligados no modo *buffer* para isolar os sensores resistivos do circuito os quais estão ligados em modo *pull-down*, isto é, quando há uma variação da resistência dos sensores de força, há uma variação na tensão de saída dos amplificadores de forma crescente. O esquemático do circuito equivalente projetado é apresentado na Figura 3.

Por fim, tem-se o terceiro módulo que comanda via PWM os motores *vibracall* que são utilizados na pulseira do

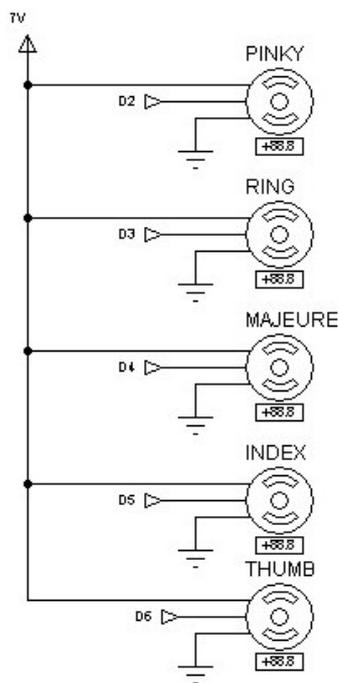


Figura 2. Esquemático elétrico do circuito desenvolvido para controle dos motores via PWM.

usuário. Esses motores *vibracall* operam em uma tensão em torno de 3,3V, porém as saídas dedicadas de PWM do Arduino de PWM são de 5V. Para contornar essa dificuldade, foi utilizada uma saída de tensão fixa de 3,3V presente no Arduino para alimentar os motores e, também, transistores para fazer esse intercâmbio de tensões, conforme mostrado no esquemático do circuito desenvolvido e implementado ilustrado na Figura 4.

2.7 Considerações sobre o software do sistema

Em linhas gerais, o funcionamento do software do sistema é definido pelo fluxograma apresentado na Figura 5 cujas etapas são identificadas a seguir:

- A. Inicializar os servos motores e módulo Myo;
- B. Colocar todos os servos motores na posição inicial;
- C. Verifica a posição que o Myo identificou;
- D. Verifica se o Myo se encontra na posição *fist*;
- E. É a primeira vez que entra no laço para tratamento da função?
- F. A prótese é colocada na posição de repouso;
- G. Calcula o *offset* dos sensores;
- H. Inicializa o fechamento dos dedos da prótese de 1.0° ;
- I. Verifica se algum sensor dos dedos sofreu deformação;
- J. Verifica se houve interferência de ruído na medição;
- K. Diminui a velocidade de incremento do dedo em questão para $0,5^\circ$ por ciclo;
- L. Liga o motor *vibracall* correspondente ao dedo deformado;
- M. Analisa se o objeto está firme;
- N. Para de incrementar o servo motor do dedo;
- O. Incrementa o servo motor.

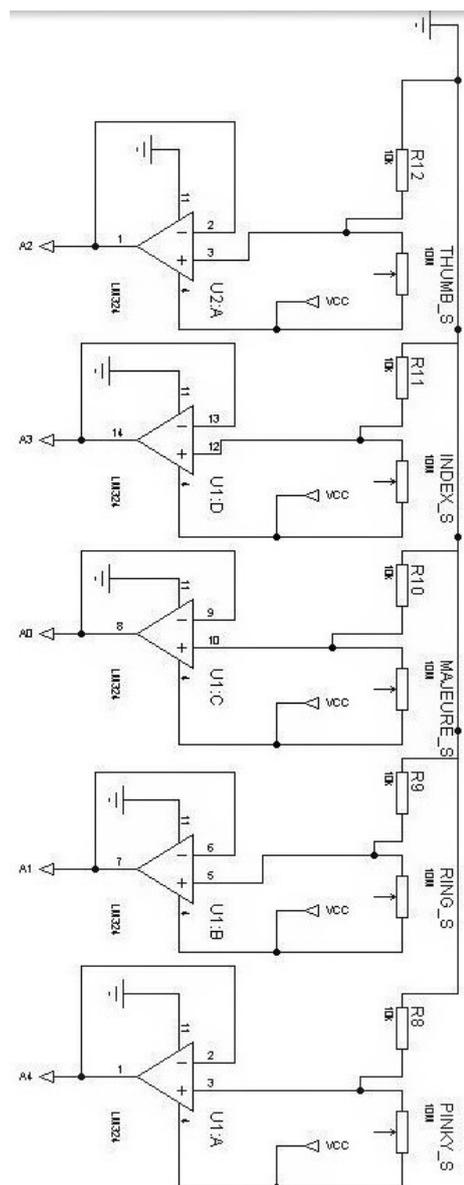


Figura 3. Esquemático elétrico do circuito desenvolvido para controle dos sensores de força.

3. RESULTADOS

3.1 Testes da prótese

Após a montagem da prótese, foi aplicada uma força de saturação em cada um dos dedos da prótese mecânica e captado seus respectivos sinais. Pôde-se verificar que todos os sensores apresentaram comportamento esperado conforme descrição do fabricante, i.e. alterando sua resistência de forma linear quando se aplica uma força até que se atinja um platô e logo após caindo a resistência de forma linear quando a força deixa de ser aplicada. Esse comportamento é ilustrado na Figura 6.

3.2 Comportamento dos motores *vibracall*

Os motores *vibracall* foram analisados experimentalmente em três situações específicas:

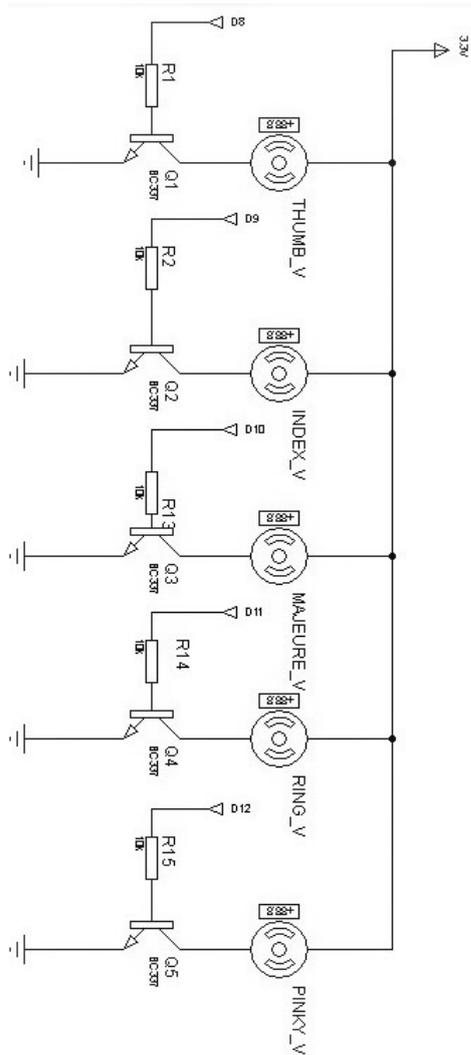


Figura 4. Esquemático desenvolvido e projetado para controle elétrico dos motores *vibracall*.

- (1) Quando o sensor resistivo se encontra com baixa carga;
- (2) Quando o sensor resistivo se encontra com uma carga intermediária;
- (3) Quando se atinge a saturação do sensor resistivo.

Em todos os casos, os valores se comportaram conforme o esperado variando o tempo de ligado (5V) e desligado (0V) conforme a carga aplicada. Na Figura 7 é mostrado o resultado com o motor com a aplicação de metade da sua carga nominal.

3.3 Resultados práticos nos testes com objetos

Foram realizados três testes experimentais com a prótese em funcionamento:

- (1) Teste da prótese segurando uma garrafa de água comum com 600 ml;
- (2) Teste da prótese segurando um copo plástico rígido de 250 ml;
- (3) Teste da prótese segurando um copo descartável de plástico de 200 ml.

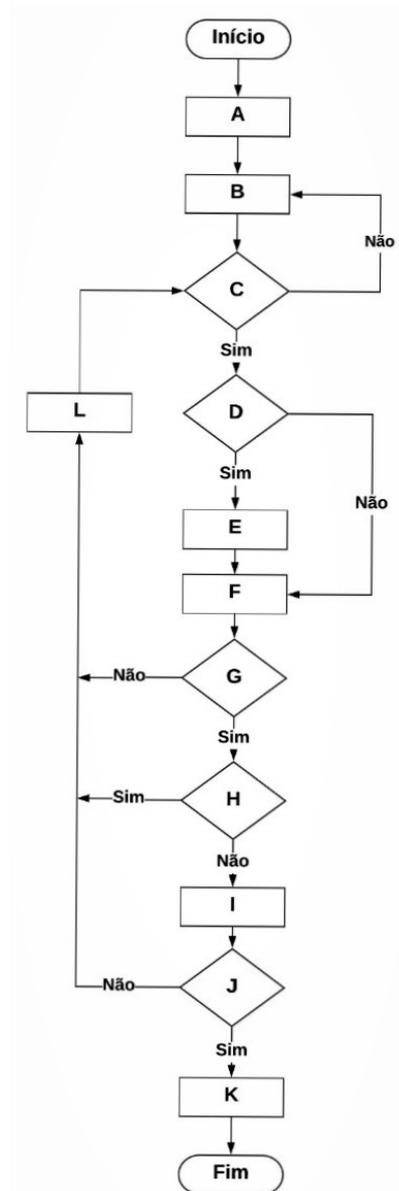


Figura 5. Fluxograma de programação da prótese mecânica.

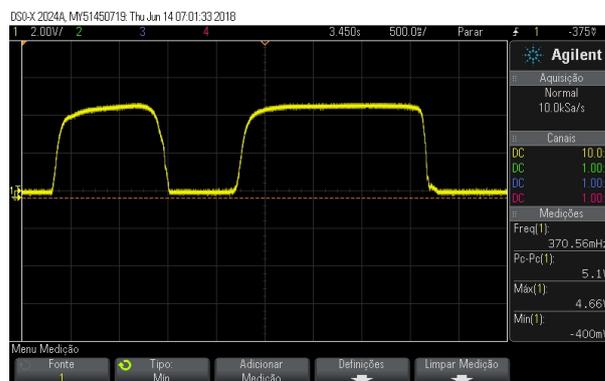


Figura 6. Exemplo de sinal do sensor resistivo quando uma força é aplicada.

Vale ressaltar que a prótese é somente do antebraço e não possui sustentação em si. Por este motivo, para o teste de

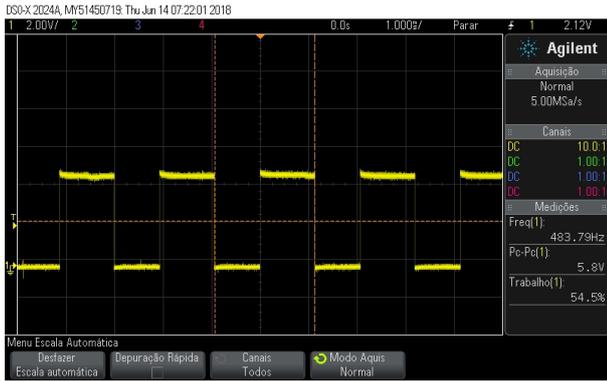


Figura 7. Sinal aplicado com metade da carga de saturação do sensor de força.

captura dos objetos foi necessário realizar a sustentação da prótese pelo pulso conforme mostrado nas Figuras 8, 10 e 12.

No primeiro teste, uma garrafa PET comum de 600 ml de capacidade preenchida com água foi escolhida em virtude de que esta possui uma boa área de contato e uma forma geométrica projetada para que a mão possa realizar uma melhor pegada com todos os dedos, sendo essa, uma característica positiva quando levado em consideração que a prótese fecha todos os dedos de uma só vez. Além disso, é feita de material plástico maleável, permitindo deformação, sendo esta uma boa condição para se testar o funcionamento de controle da prótese mecânica. Nesse contexto, a Figura 8 mostra a prótese mecânica mantendo a garrafa de água suspensa no ar.



Figura 8. Prótese segurando uma garrafa PET de água de 600 ml.

Nas Figuras 8 e 9 pode-se perceber que a prótese possui uma boa fixação, apesar da posição dos dedos não serem similares à da mão humana. Esse desvio de posição se deve a 3 fatores principais:

- (1) Os dedos da prótese não são fechados individualmente (como é realizado na mão humana), ou seja, o usuário não escolhe quantos nem quais dedos ele deseja segurar o objeto;
- (2) Os tendões da prótese são simplificados por linhas, o que não garante todos os graus de liberdade que uma mão humana originalmente possui;

- (3) O polegar possui naturalmente dois graus de liberdade, o radial (movimento em direção ao centro da mão) e o axial (movimento paralelo em relação a este dedo). Devido ao movimento axial não ser contemplado na prótese, a fixação dos objetos fica geralmente diferente do habitual.

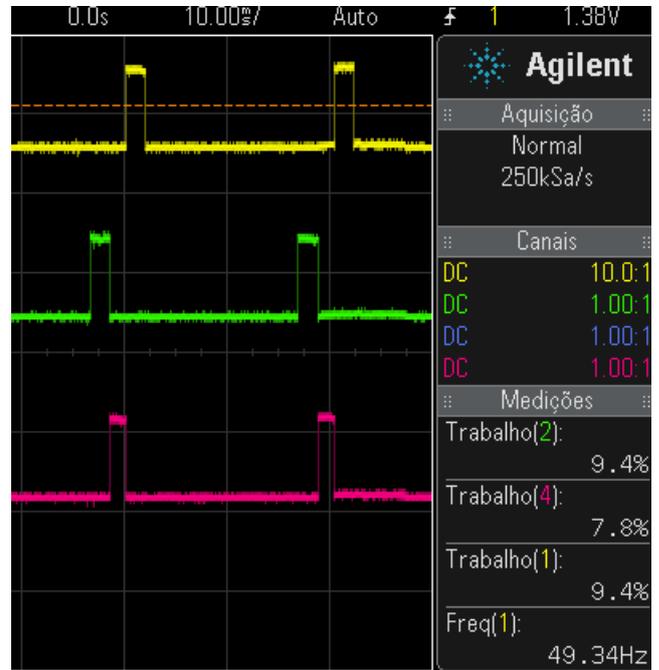


Figura 9. Sinais dos sensores dos dedos da prótese segurando a garrafa plástica.

Na Figura 9 foram medidos os dedos indicador, médio e o polegar da prótese (correspondentes aos canais 1 (amarelo; superior), 2 (verde; intermediário) e 4 (rosa; inferior) respectivamente) onde é possível visualizar que somente o dedo polegar da prótese não atingiu o fim de curso realizando o controle de força.

Por padrão os dedos atingem o final de curso quando o motor PWM possui 9,4% de tempo de trabalho ligado. Contudo, o dedo polegar apresentou 7,8% de tempo de trabalho ligado, caracterizando que este não atingiu o final de curso.

O teste seguinte contemplou a ação de segurar um copo plástico rígido de 250 ml vazio, conforme mostra as Figuras 10 e 11, a partir do qual foi possível constatar alguns resultados diferentes em comparação àqueles observados para o caso da garrafa PET. Primeiramente, devido ao fato do objeto não ter formato cilíndrico e, sim, similar a um formato cônico e o material ser mais liso do que o da garrafa, a única forma que foi possível realizar a fixação do objeto foi pela parte superior (semelhante a uma pinça). Além disso, foi possível observar que os dedos escorregam e, conseqüentemente, não há uma boa leitura dos sensores de força. Outro ponto interessante é que a fixação do copo não ocorre de forma homogênea entre os dedos, uma vez que alguns dedos não encostam no objeto e, devido a isso em especial, a prótese tende a não realizar o controle de força efetivo já que nem todos os dedos alcançam a posição. Esse comportamento é verificado na Figura 11 onde tem-se que todos os valores de tensão nos dedos são iguais.



Figura 10. Prótese segurando copo plástico de 200 ml.



Figura 12. Prótese segurando copo descartável de plástico de 200ml.

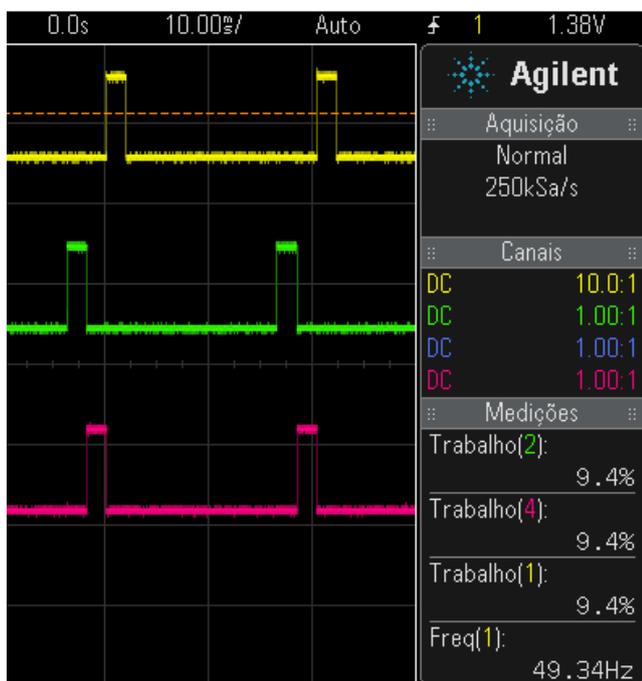


Figura 11. Sinais dos sensores dos dedos da prótese segurando copo plástico de 200 ml.

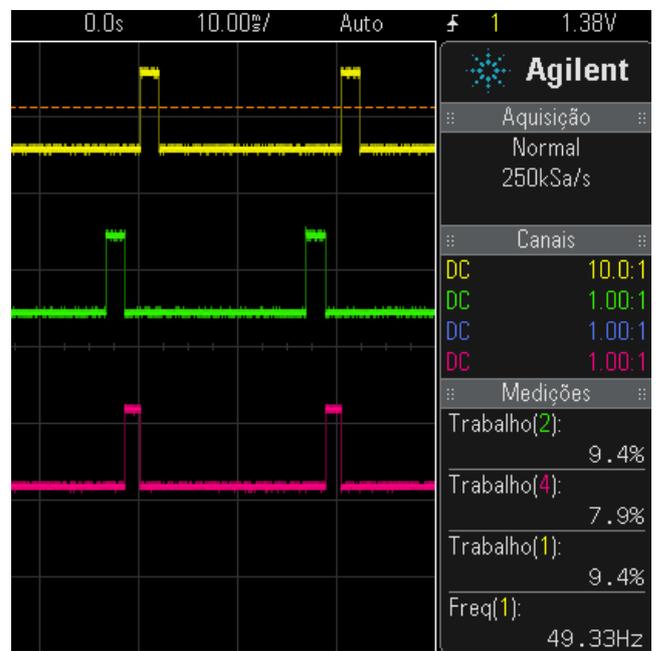


Figura 13. Sinais dos sensores dos dedos da prótese segurando copo plástico descartável de 200 ml.

O teste final teve por objetivo segurar um copo de plástico descartável de 200 ml vazio, conforme é mostrado nas Figura 12 e 13. Nesse caso, é possível visualizar que a prótese deforma levemente o copo de plástico, porém não comprometendo sua integridade. Além disso, foi possível constatar, conforme resultados ilustrados na Figura 13, que apenas o polegar realiza o controle de força na fixação dos objetos e os demais dedos servem apenas como apoio.

4. CONCLUSÕES E DISCUSSÕES

Com base nas discussões e experimentos mostrados nesse trabalho, pode-se verificar que é possível aplicar à uma prótese de custo relativamente baixo (aproximadamente R\$3500,00) um sistema de controle de força (ainda de que uma maneira simples) utilizando-se de dados EMG do usuário e que este tenha uma percepção da intensidade de força que se está aplicando ao objeto. Contudo, é neces-

sário ressaltar que essa prótese possui diversas limitações e áreas que podem ser aprimoradas.

Algumas das limitações da prótese foi o fato do controle de sinal de EMG ser aplicado somente para duas posições (aberto e fechado), onde futuros projetos podem aplicar o controle de mais posições.

No controle de força constatou-se que nos casos analisados, somente o dedo polegar realiza um controle de força efetivo, onde os demais dedos servem como base. Constatou-se também que a prótese tem dificuldades na fixação de objetos de geometria irregular, sendo esses fixados em forma de pinça. Alguns problemas de fixação são minimizados em alguns trabalhos como no caso da prótese estudada em (Galiano et al., 2007), onde é utilizado uma prótese de antebraço mioelétrica com a mão em formato de pinça. Dessa forma os pontos de aplicação de força são simplificados, utilizando somente 3 pontos de fixação em comparação aos 5 pontos de fixação utilizados aqui.

Outra vantagem desse modelo de pinça é o espaçamento entre os pontos de fixação que seriam espaçados por igual. Já sobre o controle de posições e do uso de força, em alguns trabalhos, como em (Castellini et al., 2008), são empregadas técnicas de classificação de força por meio dos próprios sinais de EMG do usuário, sendo essa uma das maneiras de se adotar mais de uma posição de fixação de objetos, não se limitando às restrições impostas pelo uso do dispositivo MYO, podendo esses serem utilizados como forma de amenizar os problemas anteriormente citados.

Outro ponto a ser melhorado é a utilização da plataforma Arduino pois a mesma possui limitações e baixa robustez. Pode-se, por exemplo, empregar outras plataformas baseadas em processadores com melhor desempenho como uma RaspberryPi, um ESP32 ou um STM32. Além disso, o sistema de multi-tarefas pode ser aplicado ao projeto com a utilização de sistemas operacionais de tempo real (*Real Time Operating Systems* - RTOS) para otimizar o tempo de resposta da prótese.

Por fim, há de se salientar de que os valores de sobressinais utilizados nos sensores resistivos para o controle de força foram especificados para os materiais testados e as posições de fim de curso dos dedos são puramente experimentais e podem ser aprimorados em trabalhos futuros.

REFERÊNCIAS

- Castellini, C., Van Der Smagt, P., Sandini, G., and Hirzinger, G. (2008). Surface EMG for force control of mechanical hands. In *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 725–730. doi: 10.1109/ROBOT.2008.4543291.
- Chapskie, J. (2016). MyoDuino: Arduino Uno and Myo Armband to create a hand with electroencephalographic controller. http://www.jakechapeskie.com/wp_dir/projects/myoduino/. Accessed: 2020-04-06.
- Cost, H. (2020). Prosthetic Arm Cost. <https://health.costhelper.com/prosthetic-arms.html>. Accessed: 2020-03-29.
- Galiano, L., Montaner, E., and Flecha, A. (2007). Research, design & development project Myoelectric Prosthesis of Upper Limb. *Journal of Physics: Conference Series*, 90, 12089. doi:10.1088/1742-6596/90/1/012089.
- Langevin, G. (2012). Hand and forearm. <http://inmoov.fr/hand-and-forearm/>. Accessed: 2020-03-20.
- Oliveira, B.M.L. (2012). Cartilha do Censo 2010 – Pessoas com Deficiência. Technical report, Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência (SNPD) / Coordenação-Geral do Sistema de Informações sobre a Pessoa com Deficiência, Brasília.
- Thalmics Labs (2018). Myo. <https://support.getmyo.com/>. Accessed: 2020-03-21.
- Touch Bionics (2019). I-Limb-Ultra. <http://touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-ultra>. Accessed: 2020-04-06.