

MONTAGEM DE MEMBRO SUPERIOR BIÔNICO COM SERVO MOTORES ACIONADOS POR SENSOR MIOELÉTRICO

Giulia Santos Dias, Graduanda em Engenharia Mecânica na Universidade Federal Fluminense, giuliasd@id.uff.br

Danielly Batista da Silva, Graduanda em Engenharia Mecânica na Universidade Federal Fluminense, batistadanielly@id.uff.br

Flávio Luiz Seixas, Doutor em Computação na Universidade Federal Fluminense, fseixas@ic.uff.br

Resumo. Este artigo descreve o processo de impressão 3D e construção de um braço biônico, tendo como base o código aberto disponibilizado no projeto InMoov, servo motores acionados por um microcontrolador na plataforma Arduino, e um miosensor posicionado sobre um músculo do braço humano. O objetivo é construir um protótipo que sirva como base de estudos para a produção de próteses biônicas, construídas utilizando impressoras 3D, e controladas automaticamente utilizando um sensor mioelétrico, de forma que seja acessível a grande parte da população brasileira. Como resultado, mostra-se um protótipo construído com êxito, incluindo recomendações e principais desafios.

Abstract. This article describes the building process of a bionic arm, based on a 3D open source model available from InMoov, and using servo motors activated by a microcontroller on the Arduino platform, and a non-invasive myosensor fixed on a human arm muscle. The goal is to build a prototype used as a base for the construction of electromechanical prostheses using 3D printers, automatically controlled by a myoelectric sensor, making them accessible to most Brazilian population who needs such technology. As a result, we built a successful prototype and listed some recommendations and main challenges.

Palavras chave: InMoov. Prótese. Mioelétrica. Impressora 3D.

1. INTRODUÇÃO

De acordo com Clement (2011) os processos de confecção de próteses para pessoas com deficiência estão em constante e rápida evolução. Há uma busca incessante por modelos que sejam tão naturais quanto uma mão humana em aparência, movimento e ergonomia, o que levou ao desenvolvimento das próteses biônicas. Dessa forma, entende-se por prótese biônica aquela em que seus movimentos são ativados por impulsos elétricos, os quais são enviados do cérebro aos nervos do membro que se deseja movimentar. No caso da falta de um membro, os sinais elétricos para controle do movimento são recebidos por sensores implantados nas próteses. Existem estudos sobre próteses biônicas desde o início da popularização dos computadores, porém apenas agora consegue-se com certa facilidade tecnológica e financeira desenvolver uma prótese biônica (Childress, 1985).

A prototipagem rápida também é um facilitador para a criação de próteses, tendo em seu epicentro a impressora 3D e suas vastas aplicações e vantagens. Em meio às vantagens no uso dessa tecnologia destacasse o uso de materiais mais baratos para confecção de objetos e o tempo curto de impressão (Gibson, 2014).

Já para o processo de desenvolvimento da mão biônica ideal os principais atributos são ser confortável, ágil, precisa e durável. A partir disso, variáveis como peso dos componentes e do material a ser utilizado na fabricação da protótipo, resistência a temperatura e tensão, tempo de resposta dos sensores ao estímulo cerebral e precisão dos movimentos são estudados.

No presente artigo, detalha-se o processo de fabricação da mão biônica, apresentada na “Fig. (1)”, partindo do PLA como matéria prima de impressão, a utilização de servos motores como responsáveis pelo retorno do sinal enviado pelo cérebro ao sensor e fios de poliamida e servo motores como transmissores do movimento.

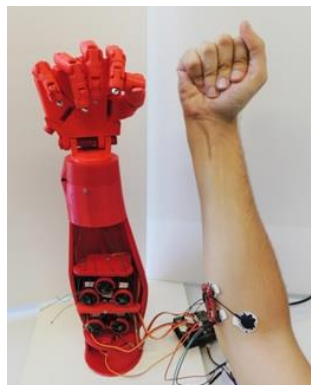


Figura 1. Braço biônico e braço humano com o miosensor, elaboração própria.

O projeto 3D usado como base foi o InMoov, iniciado em 2012 como o primeiro a oferecer um modelo código aberto de prótese de mão feito por manufatura aditiva. O InMoov é o primeiro projeto 3D utilizado como plataforma de desenvolvimento voltado para universidades, laboratórios e pesquisadores independentes (Langevin, 2014). Para a construção do protótipo usado no presente artigo foi utilizado o projeto do InMoov para mão e antebraço.

2. COMPONENTES DO PROJETO

A “Figura (2)” mostra um esquema geral dos componentes do projeto. Este foi dividido em dois subdomínios: atuação e processamento. O subdomínio de atuação é formado pela bateria e o conjunto de servo motores. Já o subdomínio de processamento é formado pelo microcontrolador baseado na plataforma Arduino e pelo sensor mioelétrico (EMG). A bateria é utilizada para alimentar os servos motores através da interface elétrica. Os sinais gerados pelo miosensor são transmitidos para a placa Arduino através da mesma interface elétrica Shield. O Arduino e o miosensor são alimentados por uma fonte externa. As próximas subseções detalham os componentes do projeto.

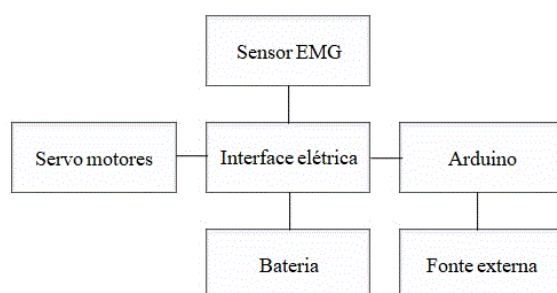


Figura 2. Esquema geral dos componentes do projeto, elaboração própria.

2.1. Componentes de atuação

Cada dedo da prótese utiliza um servo motor para sua movimentação. O dedo polegar utiliza um servo motor modelo HK15298, enquanto os outros dedos utilizam servo motores modelo MG946r, ambos descritos na “Tab. (1)”.

No projeto código aberto do InMoov o servo motor utilizado para a movimentação de todos os dedos é o modelo HK15298, o qual apresenta um torque maior. A preferência neste projeto pelo uso de servo motores com um torque mais baixo foi devido unicamente à diferença de preço entre os dois modelos. Contudo, durante os testes iniciais foi observado que o torque exigido para o movimento do dedo polegar é maior do que o oferecido por um servo motor MG946r, causando inclusive a sua queima.

Tabela 1. Características técnicas de servo motores, TowerproMG946r (2017), Hobbyking HK15298 (2017).

	Servo Motor MG946r	Servo Motor HK15298
Massa	0,055 kg	0,055kg
Dimensão	0,0407 x 0,0197 x 0,0429 m	0,0407 x 0,0197 x 0,0429 m
Torque	1,2749 Nm	1,3729 Nm
Velocidade de operação	6,16 rad/s	3,49 rad/s

Uma bateria recarregável modelo Zippy 1100 de 6,6 V e 1100 mAh (Hobbyking ML 1100, 2017), foi usada para fornecer energia aos servo motores. Atualmente sabe-se que esta bateria pode sobrecarregar o servo motor utilizado pois esta quando carregada por completo pode ultrapassar a voltagem limite do servo MG946r utilizado. O servo motor HK15298 mostra-se ideal neste quesito por ter uma capacidade de entrega (mAh) maior que a do MG946R evitando, assim, que o servo motor queime (White et al, 2014).

2.2. Componentes do processamento do sinal mioelétrico

Para o processamento do sinal mioelétrico, foi utilizado o microcontrolador baseado na plataforma Arduino e sua interface elétrica, uma placa eletrônica modelo shield. A placa Arduino usada, do modelo UNO, foi selecionada por ser um hardware de projeto aberto de fácil acesso e manipulação.

Já a captação do sinal elétrico é feita por um sensor EMG (eletromiograma), ou miosensor, posicionado superficialmente nos músculos flexores comuns dos dedos (Moore et al, 2006). Ele funciona de forma a medir os potenciais elétricos que ocorrem nas fibras musculares de forma não invasiva. O miosensor utilizado foi o MyoWareTM Muscle Sensor modelo (AT-04-001). Este sensor capta, através de eletrodos superficiais, as diferenças de potenciais elétricos no músculo durante o movimento de contração e relaxamento do mesmo, enviando os dados digitais processados para a placa Arduino. As informações que são recebidas deste miosensor pelo Arduino são processadas em um código que avalia os dados relacionados aos movimentos do usuário e determina o padrão de movimento do protótipo. A seleção do valor parâmetro para contração, valor mínimo para o qual o protótipo deve contrair a mão, é selecionado manualmente levando em consideração que os dados variam dependendo do indivíduo e de interferências externas.

Apesar de somente ter sido possível monitorar, através do miosensor, a contração e relaxamento da mão completa, para que esse movimento seja replicado no protótipo é necessário que os servos possuam comandos de movimento individuais. Dessa forma, os dedos do protótipo possuem cada um uma angulação de movimento e um tempo de acionamento diferente, uma vez que se todos fossem fechados simultaneamente o dedo indicador e o polegar se chocariam. Assim, os dedos se fecham na seguinte ordem: dedo mínimo, polegar, anelar, médio e indicador. Sendo que diferença de tempo no fechamento dos dedos não é perceptível ao usuário.

3. ESTRUTURA DO PROJETO

3.1. Impressão 3D

A impressão das peças do braço biônico foi feita em duas impressoras: as peças da mão, com exceção da base do dedo mínimo, foram feitas em uma impressora montada manualmente. Devido a problemas de calibragem, o acabamento destas peças é pouco uniforme. As peças do antebraço e do pulso foram impressas em uma MakerBot Replicator 2, que tem suas características detalhadas na “Tab. (2)”. A impressora proposta como ideal para a construção dos próximos protótipos seria a GTMax3D Core A1, também detalhada na “Tab. (2)”, que possui a melhor relação custo / benefício para as necessidades de impressão requeridas, além de ter a possibilidade de imprimir com ABS.

Tabela 2. Impressoras 3D e suas características, GTMax3D Core A1 (2017), Makerbot Replicator 2 (2016).

	MakerBotReplicator 2	GTMax3D Core A1
Precisão por camada mínima	0,300 mm	0,320 mm
Precisão por camada máxima	0,100 mm	0,050 mm
Dimensões máximas de impressão	0,285 x 0,153 x 0,155 m	0,300 x 0,200 x 0,250 m
Volume total da área de impressão	675900mm ²	1500000 mm ²
Possibilita impressão com ABS	Não	Sim
Possibilita impressão com PLA	Sim	Sim

O protótipo pode ser dividido em três partes relativas à impressão das peças de interesse, a mão, o pulso e o antebraço. A mão é formada por um conjunto de 46 peças, o pulso por 7 peças e o antebraço por 9 peças, sendo um total de 62 peças independentes para a construção do modelo completo. O tempo de impressão de todas as peças foi de 31 horas e 9 minutos, sendo que diversas peças foram impressas concomitantemente devido à pequena área ocupada por elas no plano XY da base de impressão. Dessa forma, peças como, por exemplo, os módulos dos dedos, dividiram o espaço da prancha da impressora durante o processo.

3.2. Material base

Os critérios usados na escolha do material base escolhido para o protótipo foram: viabilidade de compra e uso do material. No entanto, quando se refere ao material ideal para a sua construção deve ser levado em consideração temperatura de fusão, resistência ao impacto, precisão da impressão e vida útil.

Depois de avaliados os quesitos citados o material usado para a impressão de todas as peças foi o PLA, biopolímero biodegradável sintético constituído de cadeias de ácido polilático, contribuindo para a escolha o fato de que as impressoras disponíveis para o uso somente imprimiam este material. O PLA consegue formar peças muito precisas quando usado em impressoras 3D, se comparado à precisão alcançada pelo uso de outros materiais, como, por exemplo, o ABS, um termoplástico derivado do petróleo. Ele também apresenta alta rigidez, tornando se pouco resistente ao impacto e mais suscetível ao aparecimento de rachaduras na matriz. O PLA também possui baixa resistência ao calor, tendo sua temperatura de transformação vítrea a 60 °C(Lunt, 1998), sendo esta característica a que mais atrapalha o uso desta em uma prótese. O motivo da problemática é que temperaturas próximas a essa podem ser encontradas em um carro estacionado ao sol, por exemplo, possivelmente causando a deformação e comprometimento da prótese. A alternativa encontrada para a substituição do PLA é o ABS. Apesar da precisão da qualidade de impressão ser inferior,

ele possui um tempo de vida maior, uma vez que sua estrutura não é biodegradável, além de ser mais resistente ao atrito e a altas temperaturas, uma vez que o ponto de transformação vítrea do ABS se encontra a 105°C (Ozcelik e Ozbay e Demirbas, 2010).

4. PROCESSO DE MONTAGEM

A “Figura (3)” apresenta as etapas do processo de montagem e a ordem em que essas ocorreram.

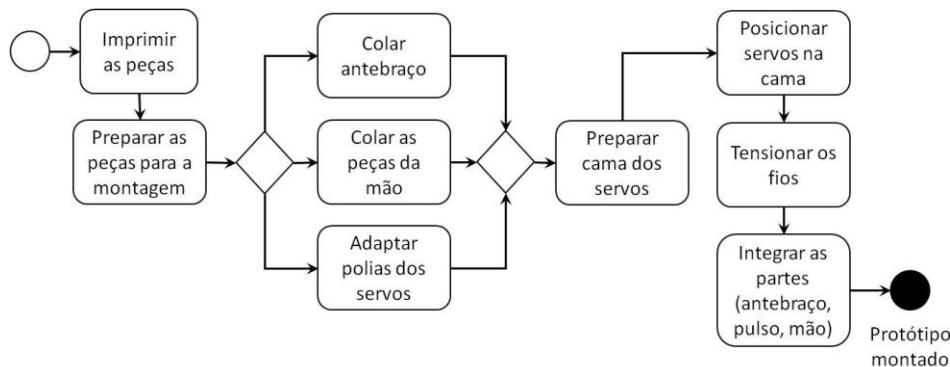


Figura 3. Representação do processo de montagem, elaboração própria.

Antes do início da montagem é necessário dar o acabamento as partes que foram impressas, dessa forma são retiradas as partes extras de material que foram impressas junto às peças que possuem algum tipo de curvatura acentuada. Estas partes extras são necessárias para impedir que a peça sofra deformações devido a diferença de temperatura entre a saída do PLA do extrusor e o ambiente. Todas as peças também são tratadas com o uso de lixas e limas devido à baixa qualidade superficial em que a impressão é feita.

O antebraço é a primeira parte a ser constituída do braço biônico. As peças que o constituem são coladas com cola cianoacrilato, depois sendo acrescentados a ele os cinco servo motores nos espaços designados. Para transmitir o movimento dos servo motores aos fios de poliamida que acionam os dedos, foram utilizadas polias, apresentada na “Fig.(4)”, projetadas pelo InMoov para que os servos realizem o movimento de volta em 180 graus, sem que os fios escapem.



Figura 4. Vista inferior da polia, elaboração própria.

No projeto do InMoov foram usadas molas conectadas aos fios com o objetivo de refinar o movimento dos dedos e eliminar folgas. Contudo o acesso a molas das dimensões necessárias é difícil uma vez que as empresas que as fazem por encomenda só disponibilizam a venda de grandes quantidades. A escolha feita foi a de não usar molas no protótipo, tornando o movimento mais brusco, porém não havendo mudança na capacidade de movimentação dos dedos pelos servos motores.

Para simular o movimento dos tendões em um braço humano, inicialmente foram usadas linhas trançadas de multifilamento com diâmetro de 0,52 mm, contudo elas são facilmente desgastadas pelo atrito com o material do protótipo, sendo substituídas por fios de poliamida com diâmetro de 0,5 mm.

O encaixe do pulso com o antebraço deve ser realizado depois que os fios de movimentação já tenham passado pelos respectivos espaços do pulso e dos dedos. Depois de sair pela extremidade do dedo o fio deve voltar fazendo o caminho paralelo contrario ao anterior, seguindo até o servo. O pulso deve então ser colado e alinhado ao antebraço e o tensionamento dos fios deve ser realizado. Para isso o fio deve ser tensionado até que não haja a formação de nenhuma folga na linha, depois disso a sua extremidade deve ser fixada à polia do servo motor por intermédio de dois ou três nós, como é visto na “Fig. (5)”. Para que o alinhamento e tensionamento dos fios seja feito os servos motores devem estar no seu posicionamento de grau inicial.



Figura 5. Base do antebraço com servo motores e fios montados, elaboração própria.

5. CONCLUSÃO

O presente artigo visa descrever a construção de um braço biônico utilizando um projeto de código aberto que utiliza servo motores acionados por um microcontrolador e miosensor. A ideia final é reproduzir no braço biônico os movimentos da mão humana, pela leitura e interpretação dos sinais de contração e relaxamento muscular medidos por um miosensor posicionado em um braço humano.

Com este protótipo foi possível o movimento de contração e relaxamento da mão, imitando o movimento de abrir e fechar de uma mão humana a partir dos sinais captados pelo sensor EMG. No que diz respeito à movimentação individual dos dedos, dois motivos principais foram identificados como causadores de obstáculos, a sensibilidade à qual o miosensor utilizado é capaz e o posicionamento do mesmo no braço. Foi constatada, então, a necessidade do uso de um miosensor mais sensível aos sinais elétricos que percorrem o músculo, uma vez que com o utilizado não foi possível diferenciar o movimento independente dos dedos do usuário em meio aos dados coletados. Também são necessários maiores estudos com relação ao posicionamento do sensor EMG para a captação de sinal, uma vez que podem existir áreas do braço onde os sinais elétricos são percebidos pelo sensor EMG de forma mais clara.

Outro problema encontrado foi o mal funcionamento do dedo polegar, e constatou-se que o atrito no fio que conecta o este dedo ao seu respectivo servo motor é elevado, criado provavelmente pela curvatura acentuada no caminho que a linha percorre e por rebarbas e defeitos presentes em impressões 3D, o que sobrecarrega o servo motor. Dessa forma, há a necessidade de utilizar servos motores com maior torque, no caso do InMoov, o servo HK15298 seria o suficiente por ter maior torque e estar dentro das dimensões necessárias, possibilitando movimento mais controlado dos dedos.

Após observações e pesquisas foi identificada a inferioridade do PLA em termos de temperatura de fusão, resistência ao impacto, precisão da impressão e vida útil, fazendo-se necessária e indispensável a mudança do material usado para ABS em próteses.

Diante disso, a proposta para o futuro da pesquisa é a continuidade dos testes usando o protótipo construído a partir do projeto do InMoov, a fim de melhorar movimentação dos dedos e a captação de dados. Também é prevista a construção de diferentes modelos de próteses de projeto aberto para a obtenção de mais conhecimento relacionado à estas tecnologias, pretendendo-se, no futuro, a criação de um modelo próprio de prótese biônica acessível a população.

7. REFERÊNCIAS

- CLEMENT, R. G. E.; BUGLER, K. E.; OLIVER, C. W. Bionic prosthetic hands: A review of present technology and future aspirations. **The surgeon**, v. 9, n. 6, p. 336-340, 2011.
- CHILDRESS, Dudley S. **Historical aspects of powered limb prostheses**. ClinProsthetOrthot, v. 9, n. 1, p. 2-13, 1985.
- GIBSON, Ian; ROSEN, David; STUCKER, Brent. Additive manufacturing technologies: 3D printing, rapid prototyping, and direct digital manufacturing. **Springer**, 2014.
- GTMAX3D CORE A1. Disponível em: <<https://www.gtmax3d.com.br/impressora-3d-linha-pro-gtmax3d-core-a1>>. Acesso em 09 dez. 2017
- HOBBYKING ML 1100. Disponível em: <https://hobbyking.com/en_us/zippy-flightmax-1100mah-6-6v-lifepo4-2s1p-receiver-pack.html>. Acesso em 08 dez. 2017.
- HOBBYKING HK15298, Disponível em: <https://hobbyking.com/pt_pt/hobbykingtm-hk15298-high-voltage-coreless-digital-servo-mg-bb-15kg-0-11sec-66g.html>. Acesso em 08 dez. 2017.
- LANGEVIN, G. InMoov-Open Source 3D printed life-size robot. Disponível em: <<http://inmoov.fr>>. Licença: <<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/legalcode>>, 2014. Acesso em 08 dez. 2017.
- LUNT, James. Large-scale production, properties and commercial applications of polylactic acid polymers. **Polymer degradation and stability**, v. 59, n. 1-3, p. 145-152, 1998.

MAKERBOT REPLICATOR 2. Disponível em:
<http://downloads.makerbot.com/replicator2/MakerBot_Replicator2_user_manual.pdf>. Acesso em 09 dez. 2017.
MOORE, K. L., Dalley, A. F., and Agur, A. M. (2006). **Anatomia orientada para a clínica**. Guanabara koogan.
OZCELIK, Babur; OZBAY, Alper; DEMIRBAS, Erhan. Influence of injection parameters and mold materials on mechanical properties of ABS in plastic injection molding. **International Communications in Heat and Mass Transfer**, v. 37, n. 9, p. 1359-1365, 2010.
TOWERPRO MG946r, Disponível em: <www.datasheetspdf.com/datasheet/MG946R.html>. Acesso em 08 dez. 2017.
WHITE, Brian, et al. "**Development and Implementation of a Mechatronic Haptic Hand System**." Proceedings. Vol. 27.

7. AGRADECIMENTOS

Agradecimentos a todos os integrantes do projeto Reach, cediado na Universidade Federal Fluminense, que com sua ampla participação de profissionais formados e em formação nas áreas de engenharia mecânica, engenharia de telecomunicações, engenharia elétrica, ciência da computação, medicina e biomedicina contribuiu na construção do ambiente necessário para o desenvolvimento do estudo e do protótipo. Em especial, para a realização deste artigo agradecemos Angela Shizuko Tsuda, Robinson Simões Junior, Larissa Araujo dos Santos, Yago de Rezende dos Santos, Marcela Tuler De Oliveira, Sofia Corrêa Santos, Rafael Vaz de Carvalho, Andreane Spano da Roza, Professor João Marcos Meirelles da Silva e Professor Ricardo Carrano.

8. RESPONSABILIDADES PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.