

3.04.03 - Engenharia Elétrica / Circuitos Elétricos, Magnéticos e Eletrônicos.

ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE DE MÃO MIOELÉTRICAAna L. T. M. Moreno¹, Paulo C. V. Luz²

1. Estudante da Universidade Federal de Santa Maria Campus Cachoeira do Sul (UFSM-CS)

2. Professor da UFSM-CS - Departamento de Engenharia Elétrica/Orientador

Resumo

As tecnologias assistivas surgiram de modo a garantir uma maior inclusão das pessoas com deficiência na sociedade e, neste contexto, a utilização de uma prótese de membro pode significar uma melhoria drástica na qualidade de vida dessas pessoas amputadas. Porém o custo de uma prótese funcional para membros superiores é extremamente alto e, para solucionar este problema, é possível confeccionar uma prótese funcional mioelétrica de baixo custo através da utilização de impressoras 3D e componentes facilmente encontrados no mercado brasileiro. Este trabalho apresenta o projeto e desenvolvimento de uma prótese mioelétrica de mão para amputações transradiais de baixo custo. É utilizado um sistema de sensoriamento com eletrodos ativos de prata não-invasivos para captar o sinal mioelétrico responsável pelo controle, através de um microcontrolador, da parte mecânica da prótese, construída por uma impressora 3D, e servos motores responsáveis pela movimentação das articulações.

Palavras-chave: Tecnologia assistiva; Amputação de membro superior; Biossinal.

Introdução

Somente pelo Sistema Único de Saúde (SUS), no período compreendido entre 2017 e 2019, ocorreram mais de 4800 amputações de membros superiores [1]. Se possível, a utilização de uma prótese de membro permite uma integração maior da pessoa amputada na sociedade e aumenta sua independência, melhorando sua qualidade de vida [2]. No Brasil, é garantido o direito a prótese para pessoas com deficiência pelo SUS e pelo Instituto Nacional do Seguro Social (INSS). Porém, apesar de serem fornecidas pelo INSS, o SUS não fornece próteses mioelétricas de membros superiores, o que pode impedir a inclusão da pessoa amputada na sociedade devido a ser o dispositivo mais funcional dentro de sua categoria. A compra ser custeada pelo próprio cidadão, sem depender do Estado, é geralmente inatingível devido ao preço elevado da tecnologia mioelétrica. Para estes casos a solução é via judicial, na tentativa de provar que o modelo citado é o mais adequado para a pessoa, ou depender de doações de forma a conseguir adquirir uma prótese funcional [3].

Diante dos motivos apresentados, é necessário desenvolver uma solução de modo a amparar os casos não assistidos pelo Estado e em que não há a possibilidade de custear o próprio equipamento. De forma a diminuir expressivamente o preço de uma prótese mioelétrica, é possível desenvolver através de impressoras 3D, microcontroladores e sensores uma solução com preço inferior de modo a tornar viável o aparelho para pessoas em vulnerabilidade.

Este trabalho tem como objetivo desenvolver uma prótese mioelétrica de mão para amputação transradial utilizando eletrodos ativos de prata para aferir o sinal mioelétrico e com estrutura impressa em 3D.

Metodologia

A metodologia aplicada para o desenvolvimento do trabalho foi separada em três etapas, consistindo nas definições do modelo de impressão em 3D, da tecnologia e circuito de aquisição e condicionamento do sinal mioelétrico e da lógica de controle, para a identificação da contração muscular e controle do movimento da prótese.

Para a impressão em 3D, foram estudados modelos de código aberto, disponíveis em plataformas online, que sejam robustos e confiáveis. Também foram estudados dentre os diferentes modelos de filamentos disponíveis no mercado, um que tivesse boa durabilidade.

A parte de aquisição do sinal mioelétrico, responsável pela contração muscular, foi separada em eletrodos e os circuitos de pré-amplificação, filtro passa-altas (PA) e filtro passa-baixas (PB), projetados conforme metodologia apresentada em [4]. Os circuitos referentes à etapa de tratamento do sinal podem ser vistos na Figura 1(a). Os eletrodos escolhidos para estudo foram os não-invasivos de superfície descartáveis ou não-descartáveis, que sejam facilmente encontrados no mercado brasileiro, e são responsáveis por captar o sinal mioelétrico na superfície da pele dos músculos localizados no antebraço. A identificação do sinal é feita através da diferença de potencial entre dois eletrodos localizados em cerca de 10 cm de distância na direção das fibras musculares, sendo o ponto de referência o sinal vindo de um eletrodo alocado em um ponto neutro, como em áreas sem músculos. Essa diferença de potencial é comparada no circuito de pré-amplificação, obtido com o uso de um amplificador de instrumentação, que também aplica um ganho na faixa de mil vezes ao sinal comparado. Após essa amplificação, o sinal passa então pelo filtro PA, responsável por filtrar os ruídos relacionados ao movimento do corpo em contato com os eletrodos e dos cabos de conexão do eletrodo, responsáveis por gerar um acoplamento de corrente contínua no sinal. A última etapa é a do filtro PB, responsável por retirar os ruídos acima de 500 Hz que podem interferir no sinal.

A lógica para o controle da prótese foi desenvolvida através da identificação dos picos do sinal obtido pelo circuito de aquisição. Se o sinal ultrapassar determinada amplitude limite pré-definida, o algoritmo identifica

a intenção de contração muscular, e se essa amplitude não ultrapassar mais esse limite após determinado tempo, também pré-definido, o algoritmo então identifica que o músculo não está mais contraído. Com a identificação do sinal, o algoritmo deve enviar um comando para movimentação da prótese através de servo motores, acionados por um drive como o PCA9685 da Adafruit [5]. Na Figura 1(b) é possível verificar o resumo do funcionamento da prótese.

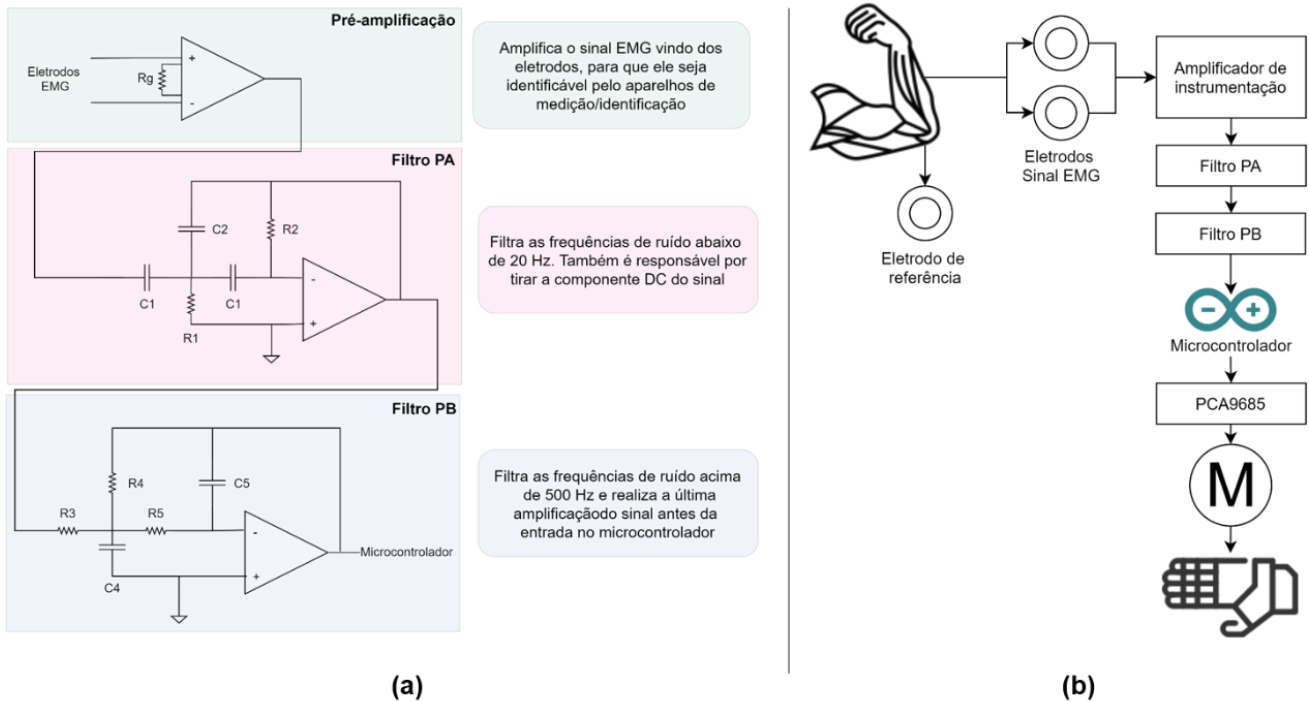


Figura 1 - (a) Resumo da etapa de tratamento do sinal; (b) Diagrama de funcionamento da prótese

Resultados e Discussão

Para a impressão da prótese foi escolhido o modelo HACKberry, da empresa japonesa Exiii, devido a suas funcionalidades apresentadas, como a movimentação mecânica do pulso, pela sua robustez e por ter um manual detalhado explicando de forma clara a montagem das partes [6]. Porém, apesar das vantagens apresentadas, a parte dos dedos da prótese se apresentou complicada de ser montada, devido alguns componentes necessários serem de difícil acesso no Brasil. Por este motivo, foi feita uma adaptação substituindo os dedos e seus encaixes do modelo original, pelos presentes na prótese The Raptor Reloaded, da Enabling the Future [7]. A alteração foi feita no modelador CAD, Tinkercad, e foi escolhido o filamento de ABS para a impressão, por ter maior força e durabilidade se comparado a outros filamentos de baixo custo disponíveis.

O circuito de aquisição do sinal foi projetado e refinado utilizando eletrodos descartáveis adultos da marca Meditrace, e com o circuito pronto foram testados mais dois modelos de eletrodos de superfície diferentes, de forma a verificar a funcionalidade do circuito, sendo eles um descartável neonatal e um não-descartável. Todos eles funcionaram de maneira similar na aquisição do sinal.

O circuito de pré-amplificação foi construído utilizando um amplificador de instrumentação AD620AN e uma resistência de 47 Ω , possuindo um ganho calculado igual a 1052. Os filtros PA e PB foram projetados para serem de segunda ordem com aproximação pelo método de Butterworth e estrutura de realimentação múltipla, com frequências de corte calculadas de 21,7 Hz e 460 Hz utilizando componentes comerciais e o ganho calculado para o filtro PB foi de aproximadamente 4,5. Todos os circuitos tiveram resultados de funcionamento comprovados em laboratório e na Figura 2(a) é comparado como o sinal mioelétrico se comporta antes e depois deles.

Através de diversos testes realizados nos músculos presentes no antebraço, foi possível identificar dois sinais distintos de contração que podem ser utilizados para o controle da prótese, sendo eles o músculo extensor radial do carpo e o músculo flexor ulnar do carpo, contraídos conforme a extensão e flexão do pulso, respectivamente. O posicionamento dos eletrodos pode ser visto na Figura 2(b).

Pelos resultados obtidos nos testes de aquisição, foi então possível criar uma lógica para a identificação do sinal pelo microcontrolador de forma a controlar os movimentos da prótese. Pelas observações realizadas, foi possível afirmar que os ruídos captados pelos eletrodos têm amplitude quase sempre menor que 0,5 V, enquanto o sinal de contração apresenta valores de amplitude variáveis de 1 V a 3,5 V em periodicidades na casa dos milissegundos. Portanto, a lógica de controle do processamento do sinal foi baseada na identificação das amplitudes do sinal EMG, utilizando uma lógica de forma a ignorar sinais involuntários ou remanescentes de ruído. O microcontrolador escolhido foi o Arduino Nano, por ser pequeno, barato e possuir especificações técnicas suficientes para o funcionamento do projeto.

Ao final do trabalho, a prótese foi montada e testada, sendo obtidos resultados satisfatórios de funcionamento. O preço final da prótese desenvolvida foi de em média R\$ 325,00, custando cerca de cento e

sessenta e três vezes menos do que a prótese mioelétrica mais barato custeado pelo INSS no ano de 2019 [8] e cumprindo com o objetivo do trabalho. O demonstrativo do preço final da prótese pode ser visto na Tabela 1. Na Figura 3(a) é indicado o circuito de condicionamento do sinal soldado na placa de fenolite e na Figura 3(b) é apresentado o protótipo final da prótese.

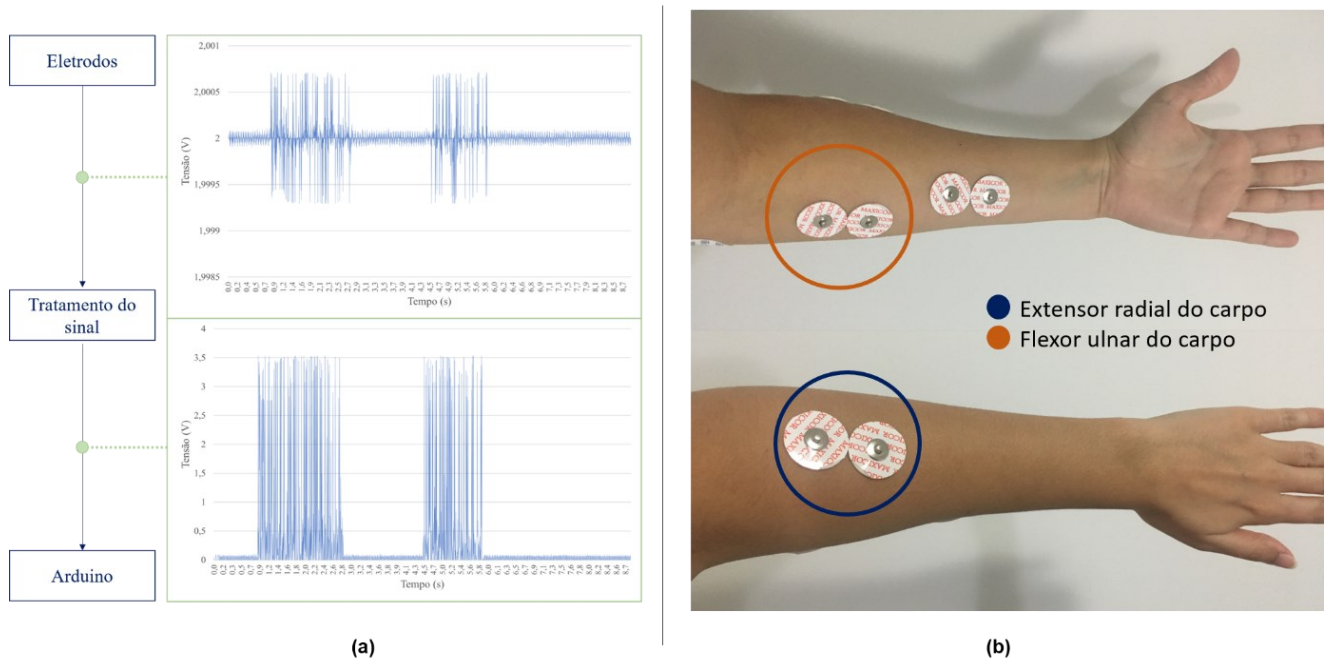


Figura 2 - (a) Sinal EMG nas diferentes etapas do tratamento do sinal; (b) Posicionamento dos eletrodos no braço.

Material	Quantidade	Preço
Parte mecânica (ABS)	1	R\$ 50,00
Eletrodo descartável adulto	100	R\$ 40,00
Eletrodo descartável neonatal	50	R\$ 17,00
Eletrodo não descartável	5	R\$ 67,65
Garra isolada	5	R\$ 20,00
Fios	2	R\$ 15,00
Conversor simétrico A0512S-2W	1	R\$ 39,00
Amplificador de instrumentação (AD621a)	2	R\$ 54,00
Amplificador operacional (TL072)	3	R\$ 6,00
Microcontrolador (Arduino Nano)	1	R\$ 16,00
PCA9685	1	R\$ 16,00
Bateria (1860mAh)	1	R\$ 40,00
Servo motor (SG90)	2	R\$ 24,00
Resistor	12	R\$ 0,60
Capacitor	12	R\$ 1,08
Placa de fenolite	1	R\$ 3,00
Total (el. Adulto)		R\$ 324,68
Total (el. Neonatal)		R\$ 301,68
Total (el. Não descartável)		R\$ 352,33
Prótese INSS (2019)		R\$ 53.100,00

Tabela 1 – Preço final da prótese.

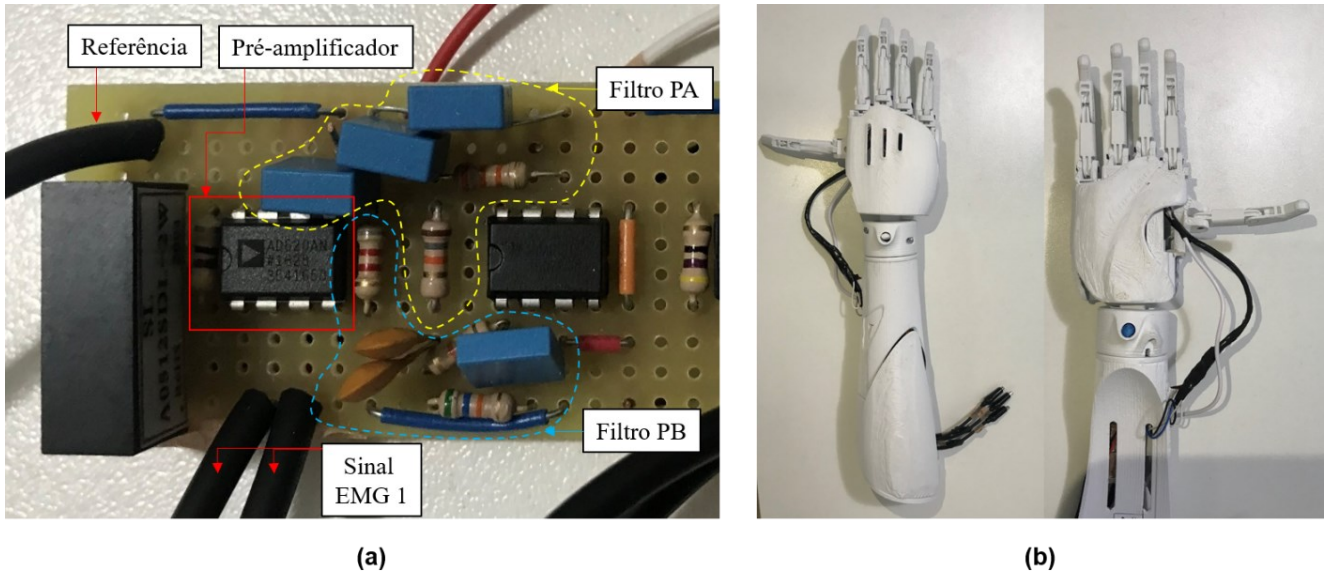


Figura 3 - (a) Circuito de tratamento do sinal; (b) Prótese finalizada.

Conclusões

Como apresentado, a utilização de próteses pode ser um grande catalizador em termos de acessibilidade para pessoas com deficiência, porém, elas ainda são extremamente caras e de difícil acesso em relação ao poder de compra de grande parcela da população mundial. A elaboração de uma prótese de baixo custo funcional viabiliza que pessoas amputadas tenham cada vez mais acesso à tecnologia assistiva que as auxiliem.

Neste trabalho, foi mostrado que é possível produzir uma prótese funcional de baixo custo, se comparado às disponíveis atualmente. A utilização de componentes eletrônicos facilmente encontrados no mercado brasileiro, a simples implementação do circuito e a popularidade crescente de impressoras 3D permitem que o dispositivo seja de fácil implementação e manutenção pelo usuário. Além disso, a prótese desenvolvida pode ser facilmente adaptada de acordo com as preferências do usuário, podendo mudar desde os parâmetros físicos, já que o modelo impresso tem código aberto, até os computacionais, pois possui um algoritmo facilmente adaptável.

Referências bibliográficas

- [1] BRASIL. Ministério da Saúde. **DATASUS Tecnologia da Informação a Serviço do SUS**. 2020. Disponível em: <http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?sih/cnv/qiuf.def>. Acesso em: 26 mar. 2020.
- [2] BRASIL. Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia. **Centro de Amputados - Orientação a Pacientes - Membro Superior**. 2016b. Disponível em: https://www.into.saude.gov.br/images/pdf/cartilhas/atualizadas/Cartilha_Amputados_Superior_web.pdf. Acesso em: 26 mar. 2020. 13 p.
- [3] TRF5 (Pernambuco). **TRF5 concede mão biônica a vítima de choque elétrico**. Portal da Justiça Federal da 5ª Região. Recife. 25 maio 2017. Disponível em: http://www5.trf5.jus.br/noticias/318615/trf5_concede_malo_bianica_a_vtima_de_choque_electrico.html. Acesso em: 20 jul. 2020.
- [4] JÚNIOR, Antonio Pertence. **Eletrônica analógica: amplificadores operacionais e filtros ativos: teoria, projetos, aplicações e laboratório**. 6. ed. Porto Alegre: Bookman, 2003. p. 161-205.
- [5] ADAFRUIT INDUSTRIES. **Datasheet: Adafruit PCA9685 16-Channel Servo Driver**. 2019.
- [6] EXIII. **HACKberry**. 2015. Disponível em: <http://exiii-hackberry.com/>. Acesso em: 05 abr. 2020.
- [7] ENABLING THE FUTURE. **The Raptor Reloaded**. 2015. Disponível em: <http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/raptor-reloaded/>. Acesso em: 05 abr. 2020.
- [8] BRASIL. Portal da Transparência. **Detalhamento das Licitações**. 2019. Disponível em: <http://transparencia.gov.br/licitacoes/consulta>. Acesso em: 10 abr. 2020.