

Desenvolvimento de uma Prótese de Mão Controlada por Sinais de Eletromiografia de Superfície

Development of a Hand Prosthesis Controlled by Signals of Surface Electromyography

RESUMO

A eletromiografia tem papel fundamental na medicina, permitindo o diagnóstico clínico de patologias e lesões musculares. Outra aplicação de destaque é sua utilização na reabilitação de pessoas com membros amputados, uma vez que permite o controle de próteses. Apesar de sua importância, estudos na área por vezes são limitados devido à falta de equipamentos e altos custos. Por tais motivos, o presente trabalho visa o desenvolvimento de uma plataforma constituída de módulo de aquisição e condicionamento de sinais de eletromiografia de superfície e um protótipo de prótese 3D de mão e antebraço. Aborda-se a instrumentação necessária para o correto condicionamento do sinal, além de implementar o circuito em uma placa de circuito impressa. As peças da prótese foram construídas por impressão 3D, visando o baixo custo. Utilizou-se ainda um microcontrolador para controle da prótese com os sinais de eletromiografia. A plataforma mostrou-se eficiente em testes iniciais e poderá ser utilizada como suporte do ensino de Engenharia Biomédica ou ainda em pesquisas relacionadas.

PALAVRAS-CHAVE: Eletromiografia. Engenharia Biomédica. Instrumentação Eletrônica.

ABSTRACT

Electromyography has a fundamental part in medicine allowing clinical diagnosis of pathologies and muscle injuries. It can also be used successfully on rehabilitation of people with amputated limbs since it enables the control of prostheses. Despite their importance, studies in this field are somehow narrow due to the high costs and the lack of equipment. For those reasons, this work aims to develop a platform composed of a signal acquisition and conditioning module for surface electromyography signals and a 3D hand and forearm prosthesis prototype. The system performs the required instrumentation for the proper signal conditioning, in addition to the circuit implementation on a printed circuit board. Aiming at low costs, the prosthesis parts were manufactured in a 3D printer and the control was implemented in a microcontroller. The platform performed adequately in the initial tests, showing potential as a support to the teaching of Biomedical Engineering or even on related research.

KEYWORDS: Electromyography. Biomedical engineering. Electronic Instrumentation.

Uriel Abe Contardi
urielcontardi@alunos.utfpr.edu.br
Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Cornélio Procopio, Paraná, Brasil

Paulo Rogério Scalassara
prscalassara@utfpr.edu.br
Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Cornélio Procopio, Paraná, Brasil

Recebido: 19 ago. 2020.

Aprovado: 01 out. 2020.

Direito autoral: Este trabalho está licenciado sob os termos da Licença Creative Commons-Atribuição 4.0 Internacional.



INTRODUÇÃO

A eletromiografia (EMG) é o estudo dos sinais mioelétricos, esses são provenientes dos potenciais de ação que percorrem as fibras musculares. O fenômeno ocorre sempre que o indivíduo realiza uma contração muscular (NAJARIN;SPLINTER, 2012).

O estudo desse sinal tem contribuído para a evolução da medicina e possui como principal finalidade aplicações clínicas, como a detecção de patologias e lesões, além de auxiliar no acompanhamento em tratamentos fisioterapêuticos.

Outra aplicação de destaque é a utilização do sinal EMG no controle de próteses, permitindo a reabilitação e restauração de funções motoras de pessoas com membros amputados (ANDRADE, 2007).

Dentre as metodologias para aquisição desse sinal, a mais conveniente para aplicações didáticas é a metodologia não invasiva, uma vez que utiliza de eletrodos de superfície, dispensando a necessidade de perfurar a pele para coletar o sinal, não causando desconforto, essa metodologia fornece o EMG de superfície ou sEMG (WEBSTER,2009).

O presente trabalho propõe o desenvolvimento de uma plataforma, composta de: sistema de condicionamento de sinais sEMG e protótipo de prótese da mão e antebraço, para utilização no ensino de Engenharia Biomédica, ou ainda, em pesquisas relacionadas ao tema.

MATERIAIS E MÉTODOS

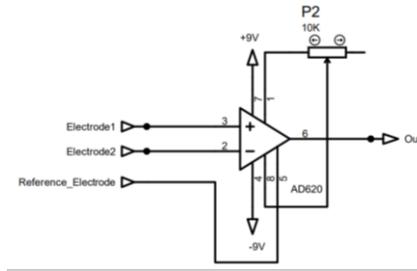
Para o desenvolvimento do esquema elétrico e layout da placa de circuito impresso (PCB) utilizou-se do software Eagle® pertencente a Autodesk™, para simulações dos circuitos e estudo de respostas em frequência usou-se do software LTSpice® pertencente a Analog Devices™. Para a construção da PCB os seguintes materiais foram necessários: Resistores: 4,7KΩ (x1), 10KΩ (x2), 68KΩ(x2), 24KΩ (x2), 15KΩ (x2), 390KΩ (x2); *Trimpot* 10KΩ (x1); *Trimpot* 100KΩ (x1);Capacitores: 3.3nF (x2), 22nF (x2); MAX44252 (x1); AD620(x1); Conector P2 Fêmea SMD (x1); barra de pinos; Diodo Zener 1n4148 (x2); Placa de Fenolite; Tinta UV para máscara de solda.

A modelagem das peças do protótipo da prótese foi realizada no software Fusion360® pertencente a Autodesk™. Os materiais utilizados para implementação foram: Impressora 3D FDM (*Fused Deposition Modeling*); 253G de filamento PLA (Ácido Politático); fio de *nylon* de 0,30mm; elástico redondo de 2mm e Servo Motor MG-995.

O sinal sEMG possui baixa amplitude, dessa maneira, na primeira etapa do sistema ocorre a amplificação do sinal. Para tanto empregou-se de um amplificador de instrumentação, mais especificamente o AD620.

Esse tipo de amplificador possui características fundamentais para aplicações de instrumentação biomédica, pode-se citar: alta impedância de entrada, rejeição em modo comum e *offset* na tensão de saída mínimo (BECHELI,2017). A Figura 1 apresenta o diagrama esquemático do amplificador de instrumentação.

Figura 1 – Esquema elétrico do amplificador de instrumentação.



Fonte: Autoria própria (2020).

O amplificador escolhido permite o ajuste do ganho com a modificação de apenas um resistor, isso facilita a utilização uma vez que o ganho pode variar, devido a parâmetros como a resistência da pele. Dessa maneira um *trimpot* foi adicionado para permitir pequenos ajustes. O ganho do amplificador em função dessa resistência é apresentado na Eq. (1).

$$G = \frac{49,4K}{P_2} + 1 \quad (1)$$

A faixa de frequência do sinal sEMG encontra-se na faixa de 20 a 500Hz, sendo que a maior parte da energia está entre 50 a 150Hz. Sendo assim, para atenuação de ruídos e componentes de frequência indesejadas, se faz necessário etapas de filtragem (BRONZINO, 2006).

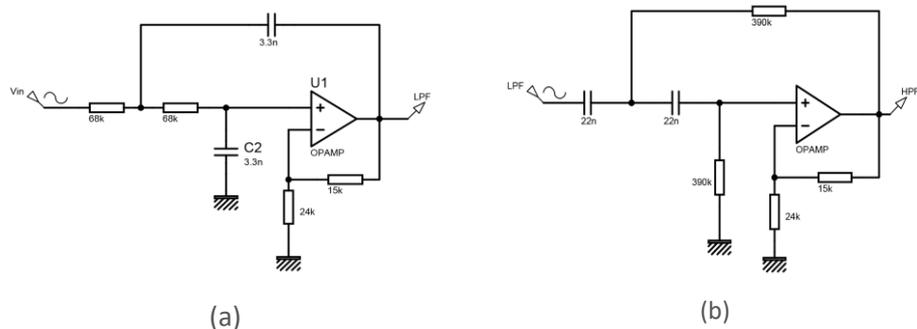
Neste trabalho o filtro passa faixa foi implementado dois filtros em cascata: um filtro passa baixa de segunda ordem com frequência de corte em 729HZ e um filtro passa altas de mesma ordem com frequência de corte em 18HZ. As Eq. (2) e (3) expressam a função de transferência do filtro passa baixa e passa alta respectivamente (SEDRA;SMITH, 2007)

$$\frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{32,271 \times 10^6}{s^2 + 6,127 \times 10^3 s + 19,859 \times 10^6} \quad (2)$$

$$\frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{1,625 s^2}{s^2 + 160,256 s + 13,583 \times 10^3} \quad (3)$$

Optou-se pela implementação de filtros ativos, devido a facilidade de projeto e possibilidade de amplificação do sinal, além disso ambos os filtros utilizam de topologia de circuito *Sallen-Key* (PERTENCE,2015). A Figura 2 mostra o esquema elétrico com os componentes já dimensionados.

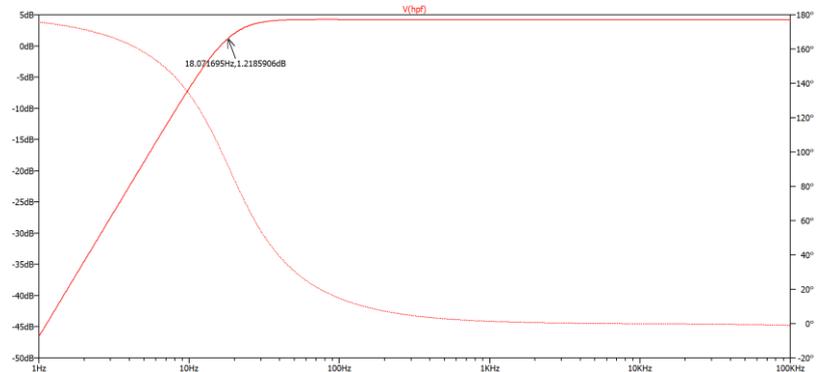
Figura 2 – (a) Filtro passa baixa *Sallen-Key*; (b) Filtro passa alta *Sallen-Key*.



Fonte: Autoria própria (2020).

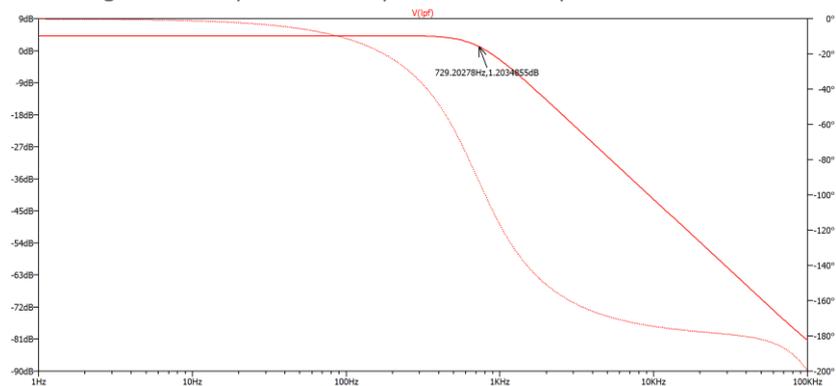
A resposta em frequência dos filtros foi obtida por meio de simulação com o software *LTSpice*, as Figuras 3 e 4 apresentam a resposta do filtro passa alta e passa baixa, respectivamente.

Figura 3 – Resposta em frequência do filtro passa alta.



Fonte: Autoria própria (2020).

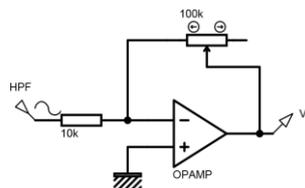
Figura 4 – Resposta em frequência do filtro passa baixa.



Fonte: Autoria própria (2020).

Após a etapa de filtragem mais um bloco de amplificação foi adicionado, com topologia de um amplificador inversor e possui um *trimpot* para eventuais ajustes. A Figura 5 mostra o diagrama esquemático do amplificador inversor.

Figura 5 – Diagrama esquemático do amplificador inversor.

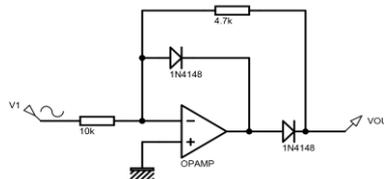


Fonte: Autoria própria (2020).

Os amplificadores operacionais possuem alimentação simétrica, proveniente de duas baterias de 9V em série e conexão central como referência do circuito. Isso permite a isolamento do sistema da rede elétrica e evita ruídos e artefatos provenientes dessa.

Apesar disso em aplicações com microcontroladores apenas a parcela positiva do sinal pode ser lida, optou-se então em eliminar a parcela negativa do sinal sEMG, uma vez que para o escopo desse trabalho essa componente não se faz necessária. Um retificador de precisão foi empregado para essa finalidade. A Figura 6 ilustra o diagrama esquemático do circuito proposto.

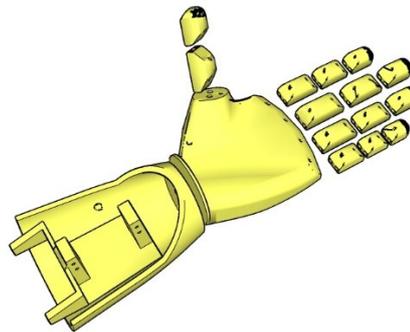
Figura 6 – Diagrama esquemático do retificador de precisão.



Fonte: Autoria própria (2020).

O protótipo da prótese desenvolvida teve como finalidade apenas visualização e se restringe a segurar pequenos objetos, não possuindo alto grau de liberdade, nem movimentação individual dos dedos. As peças foram modeladas no software Fusion360®. O modelo 3D pode ser visto na Figura 7.

Figura 7 – Modelo 3D da prótese da mão e antebraço.



Fonte: Autoria própria (2020).

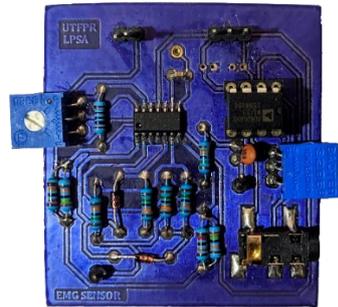
Para o interfaceamento do sistema de condicionamento com a prótese usou-se de um Arduino UNO R3. Vale notar que a amplitude do sinal sEMG aumenta de acordo com a força exercida nos grupos musculares da região em que se encontra os sensores (ANDRADE, 2007).

Portanto, delimitou-se um valor de tensão (*threshold*) que caso ultrapassado indicaria atividade muscular e dessa maneira o servo motor deveria acionar fechando a prótese da mão, caso a tensão fosse inferior ao *threshold* o servo motor deveria se mover abrindo a mão.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após a validação dos circuitos em ambiente de simulação seguiu-se com a sua implementação. A fim de garantir maior estabilidade e facilidade de utilização uma placa de circuito impressa (PCB) foi desenvolvida. A Figura 8 mostra o resultado do sistema de condicionamento de sinais.

Figura 8 – PCB do sistema de condicionamento de sinais.



Fonte: Autoria própria (2020).

Evidencia-se o uso de máscara de solda na cor azul para proteção contra oxidações e o uso de componentes com tecnologia *surface-mount technology* (SMD) para redução do tamanho físico da placa. A conexão do cabo dos eletrodos de superfície na PCB é realizada por meio de um conector tipo P2.

Visando o baixo custo e facilidade de implementação optou-se pela tecnologia de impressão 3D FDM, para impressão das peças da prótese, em material PLA.

Para flexibilidade das articulações artificiais, usou-se de elásticos, e para a simulação dos músculos que permitem a movimentação empregou-se de fio de nylon.

Como mencionado, a etapa de validação da plataforma utilizou de um Arduino UNO. Após o ajuste dos ganhos dos blocos de amplificação por meio dos *trimpots*, o sistema comportou-se como esperado, sendo possível verificar o aumento de tensão ao realizar atividade muscular na região onde encontrava-se os eletrodos.

CONCLUSÃO

O trabalho contemplou o desenvolvimento de uma plataforma composta por: circuito eletrônico para condicionamento do sinal sEMG e de um protótipo de prótese da mão e antebraço com movimentos limitados.

O desenvolvimento do sistema de aquisição envolveu conceitos de instrumentação eletrônica, dimensionamento de filtros ativos, processamento de sinais, além de prototipagem e projeto de circuitos eletrônicos.

Para o desenvolvimento do protótipo da prótese utilizou-se de conhecimentos da área de engenharia mecânica e engenharia de controle e automação, uma vez que envolveu a modelagem 3D e controle de um servo motor.

Ressalta-se que o produto científico será utilizado no ensino, seja por meio de pesquisas pertinentes ao trabalho, ou até mesmo na utilização em disciplinas que abordem a temática.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos a Universidade Tecnológica Federal do Paraná, *campus* Cornélio Procópio, pelo apoio e disponibilidade de infraestrutura, especialmente do Laboratório de Processamento de Sinais e Aplicações (LPSA).

REFERÊNCIAS

ANDRADE, Nei Augusto. **Desenvolvimento de um sistema de aquisição e processamento de sinais eletromiográficos de superfície para utilização no controle de próteses motoras ativas**. Orientador: Adson Ferreira da Rocha. 2007. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade de Brasília, [S. l.], 2007. Disponível em: <https://repositorio.unb.br/handle/10482/3870?mode=full>. Acesso em: 19 Ago. 2020.

BECHELI, Marcelo Haddad. **Módulo de Eletromiografia**. Orientador: Ruberlei Gaino. 2017. Dissertação (Bacharelado em Engenharia Elétrica) - Universidade Estadual de Londrina, [S. l.], 2017. Disponível em: http://www.uel.br/ctu/deel/TCC/TCC2017_MarceloHaddadBecheli.pdf. Acesso em: 29 Jul. 2020.

BRONZINO, Joseph D. **Biomedical Engineering Handbook: Medical Devices and Systems**. 3. ed. Flórida: CRC Press, 2006.

NAJARIAN, Kayvan; SPLINTER, Robert. **Biomedical Signal and Image Processing**. 2. ed. atual. Flórida: CRC Press, 2012.

PERTEENCE, A. **Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos**. Editora Bookman, Grupo A, 2015. 9788582602751. Disponível em: <https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788582602751/>. Acesso em: 26 Aug. 2020

SEDRA, Adel S.; SMITH, K. C., **Microeletrônica**. 5ª. Ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2007.

WEBSTER, John G. **Medical Instrumentation**. 4. Ed. John Wiley & Sons, 2009.