

Desenvolvimento de placa de aquisição e eletrodos secos em eletromiografia

Development of acquisition plate and dry electrodes electromyography

RESUMO

Luiz Augusto Garonce Ferreira

Luiz_garonce@hotmail.com

Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Toledo, Paraná, Brasil

Felipe Walter Dafico Pfrimer

pfrimer@utfpr.edu.br

Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Toledo, Paraná, Brasil

Alberto Yoshihiro Nakano

nakano@utfpr.edu.br

Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Toledo, Paraná, Brasil

Este trabalho descreve o desenvolvimento de um sistema de aquisição de sinal eletromiográfico (EMG), utilizando eletrodos secos. Para isso, uma placa de aquisição foi projetada para identificar os sinais bioelétricos gerados por atividade muscular. A placa foi construída com 4 camadas (*layers*), para redução de ruídos gerados por interferência eletromagnética (*Electromagnetic interference* ou EMI). Os eletrodos foram feitos seguindo procedimentos de fabricação de placas de circuito impresso (PCI), com o diferencial de serem cobertos por uma fina camada de ouro, o que possibilitou obter baixa oxidação, elevada condutividade elétrica e propriedade antialérgica. Constatou-se diagramas de Bode semelhantes tanto na simulação, quanto no modelo teórico, assim como nos resultados práticos do sistema. Espera-se que futuramente este projeto possa ser aplicado em próteses mecânicas, em estudos acadêmicos e em produtos da área de saúde.

PALAVRAS-CHAVE: EMG. Eletromiografia. Eletrodo de superfície.

ABSTRACT

The project describes the development of the electromyography signal acquisition system (EMG), using dry electrodes and a signal acquisition plate, aimed at medicine, academic studies and the development of robotic prostheses. Thus, an EMG signal acquisition plate was designed to identify the bioelectric signals generated by the muscle. The capture board was designed with 4 layers, to reduce noise generated by electromagnetic interference (Electromagnetic interference or EMI). The plate containing the electrodes was built following the same principle as standard circuit boards, with the difference of being covered by a thin layer of gold, which made it possible to obtain a low oxidation point, antiallergic electrodes and high electrical conductivity. Similar Bode graphs were found both in the simulation and in the theoretical model, as well as in the practical results. Therefore, the project will enable the development of equipment to attend robotic prostheses and academic studies, using dry electrodes manufactured on printed circuit boards.

KEYWORDS: EMG. Electromyography. Dry electrodes.

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

O sistema muscular humano possui numerosas fibras, que se contraem ou estendem devido aos comandos dos neurônios motores (OLIVEIRA, 2012). Com o comando, as miofibrilas, pequenas partes pertencentes às fibras musculares, recebem os estímulos do cérebro, possibilitando trocas iônicas entre os meios intra e extracelular. Como consequência, existe a geração dos potenciais de membrana, que são os sinais bioelétricos (ou eletromiográficos - EMG) que podem ser captados por eletrodos de superfície.

Os sinais EMG gerados nas células são na ordem de 10^{-6} a 10^{-3} V, possuem característica aleatória com espectro entre 6 e 500 Hz (OLIVEIRA, 2012). Dessa forma, a posição de aquisição dos eletrodos ocorrerá na parte central do músculo, para se obter a maior quantidade de fibras musculares e consequentemente maior potencial bioelétrico.

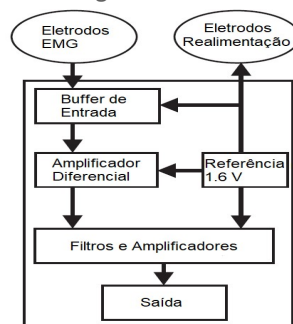
Este projeto foi motivado pela necessidade da construção de um equipamento que utiliza eletrodos secos (não descartáveis) para a captação de sinais musculares. Tais eletrodos são melhores para equipamentos de uso pessoal, tais como próteses, pois o usuário precisará fazer apenas a higienização dos contatos toda vez que for utilizar. Além disso, os eletrodos desenvolvidos são antialérgicos.

Foram desenvolvidas duas placas de circuito impresso: uma para a captação, que apresenta quatro camadas (*layers*), *buffers*, um amplificador diferencial e um amplificador não inversor com filtros para uma faixa adequada de aquisição de sinal EMG; e outra placa contendo os eletrodos secos com uma fina camada de ouro.

MATERIAIS E METODOS

Assim como mencionado na introdução, o projeto foi estruturado para ser constituído em duas placas: i) a de captação contendo um amplificador de instrumentação; e ii) a placa dos eletrodos secos. As duas foram desenvolvidas através do o *software* EDA (*Electronic Design Automation*) Kicad, que é distribuído gratuitamente (*open source*). A Figura 1 apresenta o diagrama simplificado do conjunto para aquisição do sinal EMG.

Figura 1 – Diagrama de blocos do conjunto.



Fonte: Adaptado de Oliveira (2012)

A placa de captação foi projetada para garantir a coleta do sinal EMG e sua visualização em um osciloscópio. O principal elemento desse tipo de

equipamento é o amplificador de instrumentação (INA), que possui entrada diferencial, ideal para coleta de sinais bioelétricos.

Para escolha do INA levou-se em consideração cinco quesitos: i) A impedância de entrada; ii) encapsulamento; iii) faixa de tensão de operação; iv) corrente quiescente e v) baixo ruído diferencial. No mercado internacional, foi possível encontrar diversos amplificadores que atendiam total ou parcialmente os requisitos listados e, após uma análise aprofundada, foi escolhido o *chip* INA126 produzido pela *Texas Instruments* (TI) (TEXAS INSTRUMENTS, 2015). Este INA satisfazia todas as necessidades do projeto.

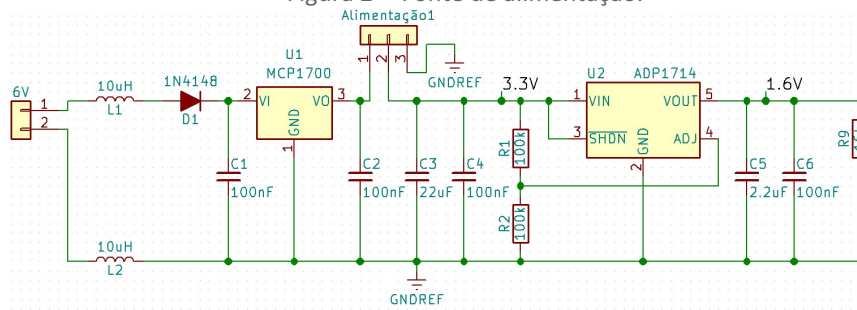
Além disso, a placa de aquisição foi projetada com quatro camadas para reduzir ruídos de Interferência Eletromagnética (*Electromagnetic interference* ou EMI) (OLIVEIRA, 2012). Além disso, contém o amplificador diferencial escolhido, dois buffers de entrada, filtro passa altas, um amplificador não inversor, filtro passa baixas e por fim um buffer de saída.

Para sua confecção, foram utilizados componentes de montagem em superfície (*Surface Mount Device* ou SMD) para que a placa tivesse um tamanho reduzido (5,8 cm x 2,7 cm, aproximadamente).

A alimentação é de 6 V dada por um conector do tipo pino. A placa contém um regulador monolítico MCP1700 de 3,3 V que alimenta todos os amplificadores operacionais OPA2335 (BURR BROWN PRODUCTS, 2003), OPA335 (BURR BROWN PRODUCTS, 2003), o de instrumentação INA126.

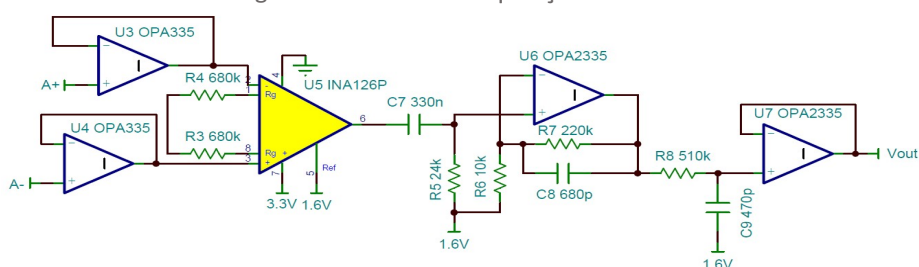
Foi utilizada a referência de tensão ADP1714 (ANALOG DEVICES, 2008) que fornece um sinal estável de 1,6 V. A Figura 2 mostra o circuito de regulação e o de referência de 1,6 V. Na Figura 3, encontra-se o circuito de aquisição de sinal EMG.

Figura 2 – Fonte de alimentação.



Fonte: Autoria Própria (2020)

Figura 3 – Circuito de aquisição de sinal EMG.



Fonte: Autoria Própria (2020)

Na eletromiografia de superfície é recomendado impedância de entrada de no mínimo 100 MΩ (OLIVEIRA, 2012). Dessa maneira, buffers de entrada (U3 e U4) são fundamentais para isolar o circuito de aquisição dos eletrodos (A+ e A-), possibilitando a obtenção de sinais com o mínimo ruído possível, independente das características da pele.

Em seguida, os sinais passam pelo amplificador diferencial (U5) cujo ganho é ajustado por dois resistores em série de 680 k Ω para 5 V/V. Na sequência, o sinal amplificado passa por um filtro passivo passa altas (C7 e R5) configurado com uma frequência de corte de 20 Hz.

Logo depois, o sinal sofre uma amplificação não-inversora com um ganho ajustado, pelos resistores de 220 k Ω e 10 k Ω , em 23 V/V. Dessa forma, o ganho total é de 115 V/V ou 41,21 dB.

Posteriormente, um filtro passivo passa baixa com uma frequência de corte de aproximadamente 530 Hz foi projetado, provido pelo resistor de 510 k Ω e o capacitor 470 pF. Como consequência, o sinal resultante fica restrito numa faixa de 20 a 530 Hz, região de maior incidência de estímulos musculares (OLIVEIRA, 2012). Ao final do circuito, também existe um seguidor de tensão, proporcionando baixa impedância de saída.

Os eletrodos foram projetados em uma placa de circuito impresso. Dessa forma, foi feito um desenho contendo 12 contatos quadrados, que puderam ser destacados da placa resultante. A placa foi fabricada em uma empresa especializada, o que possibilitou a deposição de ouro sobre os contatos.

O processo de deposição de ouro utilizado é conhecido por ouro de imersão de níquel eletrolítico e restrição de certas substâncias perigosas (*Electroless Nickel Immersion Gold and Restriction of Certain Hazardous Substances* ou *ENIG ROHS*). Tal processo consiste em depositar níquel na superfície do cobre catalisado por paládio, para em seguida o ouro aderir às áreas niqueladas (QUINTERO, 2020).

Os eletrodos foram destacados e lixados conforme mostra a figura 4. Note que existem três eletrodos menores e três maiores instalados em uma estrutura tridimensional para facilitar a colocação dos mesmos sobre a pele. Tal configuração foi feita para estudar diferentes disposições geométricas de aquisição diferencial. No entanto, testes em humanos não foram feitos, pois seria necessário submeter o projeto a um conselho de ética.

Figura 4 – Fixação dos eletrodos no suporte plástico com o cabo de conexão.

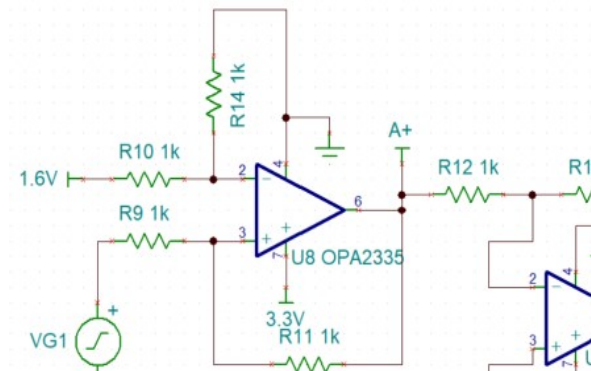


Fonte: Autoria Própria (2020)

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Para validar o projeto, foram realizados testes para verificar se ganho e espectro em frequência do circuito são condizentes com valores teóricos e simulados. Desta forma, foi necessário montar um circuito de teste que fornecesse um sinal diferencial com as características de um sinal EMG entre os terminais A+ e A- da figura 3. A Figura 5 apresenta o circuito de teste, onde VG1 é um gerador de sinais. Note que o circuito gera dois sinais semelhantes, entre os pontos A+ e A-, defasados de 180° entre si, com referência em 1,6 V.

Figura 5 – Circuito de teste.



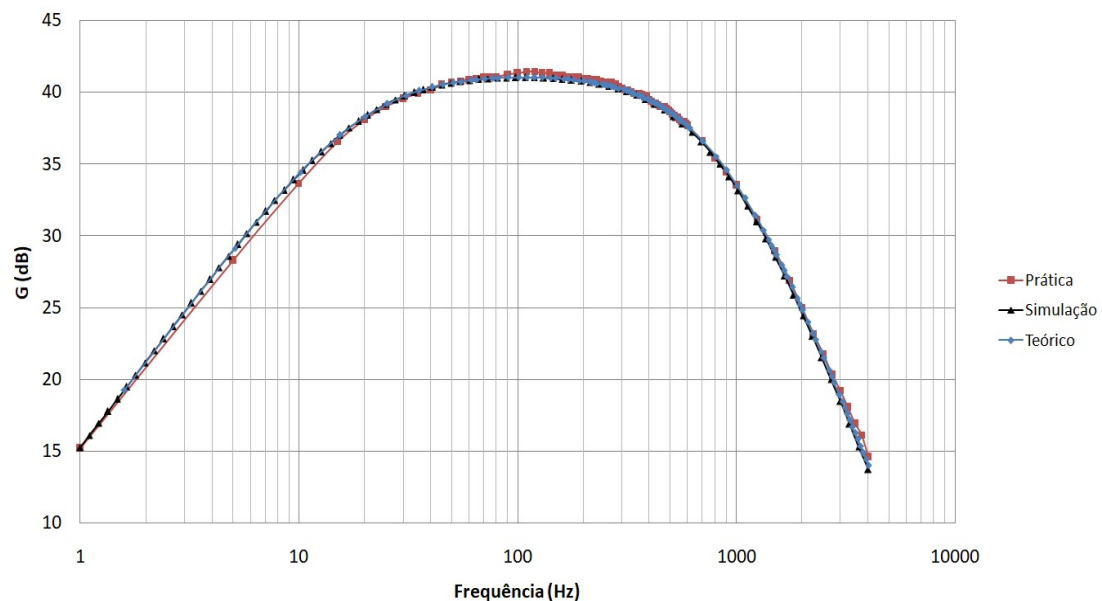
Fonte: Autoria Própria (2020)

O diagrama de bode do circuito de aquisição do sinal EMG está representado na figura 6, onde são apresentados os resultados práticos (vermelho/quadrado), simulação do circuito (preto/triângulo) e teórico (curva azul/losango). A simulação foi realizada no software TINA (TINA, 2020), em sua versão gratuita. A curva teórica foi obtida através da análise do circuito de aquisição (figura 3), onde foi obtida a seguinte função de transferência:

$$T(s) = \left(\frac{21109,71 s^2 + 3245487243 s}{s^3 + 10982,63 s^2 + 29257615,41 s + 3520998718} \right) \quad (1)$$

É possível verificar que as três curvas são muito próximas, validando o circuito para a captação de sinais com a característica do sinal EMG. Dessa forma, conclui-se que o circuito foi projetado e construído de acordo com as especificações pretendidas. Espera-se que novos testes sejam feitos para validar o circuito através de testes em seres humanos.

Figura 6 – Gráfico de Bode.



Fonte: Autoria Própria (2020)

Com o desenvolvimento deste trabalho, espera-se que futuramente haja uma melhor adaptação ao uso de próteses, aumentando consideravelmente o conforto das pessoas no seu dia a dia. Adicionalmente, estima-se que o trabalho

desenvolvido possa ser utilizado com o modelo atual de eletrodo para aplicações na robótica.

CONCLUSÃO

Este trabalho contemplou o desenvolvimento de um conjunto contendo eletrodos secos e placa de aquisição de sinal, motivado pela facilidade de aplicação do eletrodo em equipamentos que precisam ficar diretamente conectados à pele, bem como a forma de fabricação do eletrodo. O projeto funcionou como o esperado em relação ao modelo desenhado no software TINA (TINA, 2020) e com os dados teóricos.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao CNPQ pela bolsa de Iniciação científica, que me permitiu aprofundar meus conhecimentos na área do meu curso de Engenharia Eletrônica. A experiência e o aprendizado diários tornaram-me um aluno e profissional melhor.

REFERÊNCIAS

ANALOG DEVICES, **ADP 1712, ADP 1713, ADP 1714**. Norwood: Analog Devices Incorporated, 2008. Disponível em: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADP1712_1713_1714.pdf>. Acesso em: 06 de agosto de 2020.

BURR BROWN PRODUCTS. **OPA 2335 e OPA335**. Dallas: Texas Instruments Incorporated, 2003. Disponível em: <<https://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa2335.pdf>>. Acesso em: 06 agosto. 2020.

OLIVEIRA, Frederico Amaral de. Sensor de Eletromiografia sem fio a seco com acelerômetro triaxial integrado. 2012. 95 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Itajubá, 2012.

QUINTERO, Eulises. ENIG VS OSP VS HASL: Which PCB finish for manufacturing. **TITOMA Design For Manufacturing Asia**, 2020. Disponível em: <<https://titoma.com/blog/pcb-surface-finish-enig-hasl-osp-isn-iag>> Acesso em: 18 de agosto de 2020.

TEXAS INSTRUMENTS, **INA126 MicroPower Instrumentation Amplifier Single and Dual Versions**. Dallas: Texas Instruments Incorporated, 2015. Disponível em: <<https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina126.pdf>>. Acesso em: 06 de agosto de 2020.

TINA. **Tina**. 2020. Disponível em: <<https://www.tina.com/pt/>>. Acesso em: 09 de agosto de 2020.