



DINCON 2017

CONFERÊNCIA BRASILEIRA DE DINÂMICA, CONTROLE E APLICAÇÕES
30 de outubro a 01 de novembro de 2017 – São José do Rio Preto/SP

Eletromiografia de superfície aplicada à Próteses de Membro Superior

Bruna Souza Morais¹

Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia – EESC/FMRP/IQSC, USP, São Carlos, SP

Dr. Samuel Lourenço Nogueira²

Departamento de Engenharia Elétrica, UFSCAR, São Carlos, SP

Dr. Thiago Luiz de Russo³

Departamento de Fisioterapia, UFSCAR, São Carlos, SP

Dr. Arlindo Neto Montagnoli⁴

Departamento de Engenharia Elétrica, UFSCAR, São Carlos, SP

Resumo. A detecção do sinal mioelétrico utilizando métodos não invasivos está sujeita a interferências: *crosstalk* dos músculos adjacentes à medição; dos artefatos de movimento e do ruído do ambiente. Essas dificuldades associadas a eletromiografia de superfície afetam a robustez e o controle intuitivo das próteses mioelétricas de membro superior, sendo este um dos principais motivos que levam a não ampla utilização desses dispositivos de reabilitação.

Neste trabalho foi desenvolvido um eletrodo ativo integrado a um sistema de aquisição e processamento do sinal mioelétrico, observando-se os requisitos para aplicação em próteses de membro superior. A validação do sistema foi feita por meio da comparação dos sinais obtidos simultaneamente pelo dispositivo desenvolvido e por um dispositivo comercial de análise de sinais, alcançando-se pelo método de correlação normalizada, similaridade da ordem de 0.98.

Palavras-chave. Sinal mioelétrico, prótese mioelétrica, eletromiografia de superfície.

1 Introdução

A eletromiografia surgiu no século XVIII, sendo utilizada desde então principalmente no diagnóstico de doenças neuromusculares [5]. No entanto em 1948, o estudante de Física da

¹ b.souzamorais@usp.br

² samlourenco@gmail.com

³ thiagoluizrusso@gmail.com

⁴ arlindomn@gmail.com

Universidade de Munique, Reinhold Reiter, reconhecendo o potencial da aplicação da eletromiografia de superfície às próteses, criou a primeira prótese mioelétrica de membro superior [11].

A aplicação da eletromiografia em próteses acrescenta desafios específicos em relação à eletromiografia para fins de diagnóstico. As condições de medição do sinal durante a utilização da prótese, como a postura e movimentação do paciente, longa duração da aquisição e ambientes diversos com ruído, afetam a qualidade do sinal mioelétrico obtido e a robustez do sistema. Além disso, na avaliação clínica são feitos procedimentos de preparação da pele, como a tricotomia, limpeza, abrasão e aplicação de substância eletrolítica conforme recomendações da SENIAM⁵ para garantir um bom contato eletrodo-pele. Entretanto, o dinamismo e a praticidade demandados pelas próteses tornam esses procedimentos inviáveis. O tamanho, o peso e o consumo energético são também limitações importantes no desenvolvimento do sistema de aquisição do sinal mioelétrico em próteses, os quais não são fatores tão essenciais para equipamentos de exame eletromiográfico [9].

Nas próteses mioelétricas, a eletromiografia faz a interface entre o paciente-dispositivo fornecendo informações para o sistema de controle da intenção de movimento. O sinal mioelétrico é a medição do campo eletromagnético gerado pelo conjunto de potenciais de ação percorrendo as fibras musculares no processo de contração. Diversas técnicas de medição desse sinal e tipos de eletrodos foram desenvolvidas, visando alcançar repetibilidade e maior precisão do sinal obtido. Dentre as diversas metodologias, os eletrodos de superfície utilizando diferentes materiais têm sido os mais utilizados para esta aplicação pela vantagem de serem não invasivos.

Os eletrodos de metal não-polarizável Ag/AgCl feitos com prata recoberta com uma fina camada de cloreto de prata destacam-se pela sua alta estabilidade, sendo os mais tradicionais. Os eletrodos podem também ser feitos com metal polarizável, como ouro, aço inoxidável, platina, que confere um comportamento capacitivo. Entretanto, sua alta sensibilidade a artefatos de movimento torna-os não recomendáveis para eletromiografia de superfície [3].

Outra abordagem desenvolvida pela Orbital Research Inc são eletrodos feitos por uma mistura de metais (cloreto de prata/prata, alumínio, cloreto de ouro/ouro, níquel e titânio) com a superfície formada por pequenos picos que aumentam o contato com a pele [1]. Seguindo o mesmo princípio, outra alternativa para medição do sinal mioelétrico é a utilização de *Microneedle array (MNA) electrodes*. Eles são minimamente invasivos, indolor, de contato direto sem substância eletrolítica, sendo formados por uma matriz de micro agulhas de metal, silicone ou polímero. A penetração na camada superficial de pele morta estabelece um contato direto com as camadas condutoras das epiderme e derme, diminuindo a impedância e aumentando a relação sinal ruído, além de aumentar a fixação do eletrodo na pele [6].

Uma opção promissora em desenvolvimento pelo *Fraunhofer Institute for Biomedical Engineering*, são os eletrodos flexíveis utilizando tecidos condutores ou formados por estruturas polímeras de polissiloxano com nanopartículas condutoras embutidas [3],[7].

Os eletrodos de superfície também podem ser classificados como passivos e ativos. Eletrodos passivos são os mais tradicionais e simplificados, sendo constituído basicamente pela superfície de detecção e uma substância eletrolítica mediadora. Eletrodos ativos possuem um circuito de amplificação encapsulado, o qual proporciona uma aquisição do sinal com características melhoradas, como relação sinal-ruído da medição otimizados,

⁵ SENIAM: Recomendações Europeias para Eletromiografia de Superfície

prevenção de *crosstalk* de músculos adjacentes e detecção de potências do sinal eletromiográfico muito pequenos. Possíveis abordagens são a utilização de circuitos de amplificação diferencial utilizando as técnicas de simples ou duplo diferencial [4].

Apesar dos avanços na eletromiografia e no processamento de sinais, para aplicações em próteses mioelétricas é necessário ainda a otimização do peso, tamanho, custo, conforto e da facilidade/praticidade de utilização desses dispositivos, especialmente no que tange à interface entre o equipamento e paciente.

2 Propósito

O objetivo deste trabalho é desenvolver um eletrodo ativo para detecção do sinal mioelétrico, considerando um sistema não invasivo de aquisição. A partir dele, visa-se a implementação de uma prótese simples e ao mesmo tempo robusta, de forma a garantir a fácil adaptação e baixo custo.

3 Métodos

Um eletrodo de superfície de dimensão de 1,4×3,0 cm, com circuito SMD integrado de aquisição e filtragem do sinal mioelétrico, foi implementado e testado. O circuito foi desenvolvido e aprimorado a partir de trabalhos anteriores, como pode ser visto em [8]. O circuito de alimentação foi desenvolvido separadamente e utiliza uma única bateria de 9V contribuindo para um design com tamanho e peso reduzidos.

O circuito de aquisição e filtragem foi testado utilizando três eletrodos de superfície não invasivos, da marca 3M, modelo 2223BRQ. Eles foram colocados no antebraço do paciente sobre o músculo braquiorradial observando as recomendações gerais da SENIAM.

A aquisição do sinal foi realizada com o amplificador diferencial instrumental INA118P com ganho configurado para 501. Enquanto a filtragem do sinal foi feita por um filtro passa-alta passivo e por um filtro passa-baixa de primeira ordem, com frequências de corte de 50Hz e 500Hz, respectivamente.

O filtro passa-baixa foi implementado com o amplificador operacional de baixa frequência LF351 com ganho de 5,89 e com offset ajustado para 1,51V. Assim, o ganho total da combinação do amplificador instrumental e do filtro passa-faixa é de 2952,32. Desta forma, o sinal foi ajustado adequadamente para o processamento do microcontrolador.

O sinal amostrado pelo microcontrolador ARM Cortex M3 LPC1769 foi armazenado em vetores com tamanho de 680 pontos. A frequência de amostragem foi de no máximo 3400Hz para garantir que a janela temporal do sinal amostrado tenha pelo menos 200ms.

A programação da plataforma de aquisição foi realizada no CoCoX CoIDE 2.0.3 e a análise do sinal amostrado foi feita Matlab R2013. Para facilitar o estudo e avaliação da confiabilidade dos sinais aquisitados, foram realizadas capturas com janelas de tamanho variável, entre 200ms e 442ms. O objetivo destas capturas era identificar o início da contração muscular do braquiorradial em que se concentram as informações características do movimento.

Assim, a performance do sistema foi avaliada para várias frequências de amostragem variando o tamanho janela de aquisição, com o objetivo de se determinar a configuração

mais adequada. Os resultados apresentados a seguir foram obtidos para a frequência de amostragem de 3400Hz e 1538,46Hz, correspondentes as janelas de aquisição (t_j) de 200ms e 442ms, respectivamente.

A correlação cruzada⁶ fornece uma medida de similaridade da forma entre duas curvas defasadas. O resultado r varia de -1 a 1, sendo que a correlação próxima a 0 indica a não relação entre as variáveis, próxima a 1 indica alta correlação e movimento na mesma direção, enquanto próxima a -1 indica alta correlação mas movimento em direções opostas [10].

Para validação da amostragem do sinal, os sinais digitalizados foram comparados com medições do osciloscópio Agilent InfiniiVision, modelo DSO-X 2002A. Esta comparação foi feita visualmente e matematicamente por meio da função de correlação cruzada normalizada.

4 Resultados

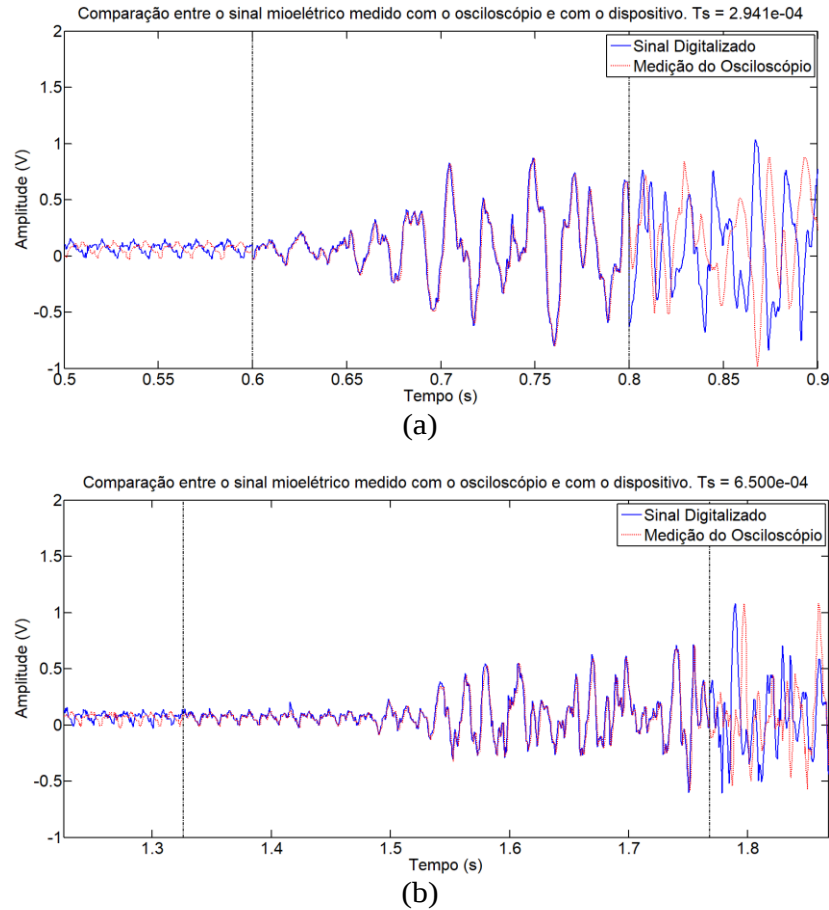


Figura 1 - Comparação entre o sinal medido (em vermelho) e amostrado (em azul) focando o intervalo com o início da contração:
a) $f_s = 3400\text{Hz}$ e $t_j = 200\text{ms}$; b) $f_s = 1538,46\text{Hz}$ e $t_j = 442\text{ms}$

⁶

$r = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]y[n] / \sqrt{\sum_{n=0}^{N-1} x^2[n] \sum_{n=0}^{N-1} y^2[n]}$, sendo x e y as duas curvas comparadas.

A Figura 1 mostra o sinal mioelétrico medido com osciloscópio e o sinal correspondente obtido por meio do conversor A/D para a frequência de amostragem de 3400Hz (Figura 1-a) e 1538,46Hz (Figura 1-b). As curvas de aquisições foram plotadas de forma sobrepostas, considerando o intervalo que contém o início da contração. Assim, verificou-se visualmente a fidelidade do sinal mioelétrico amostrado com o sinal original. Ademais, os sinais do conversor A/D e do osciloscópio correspondentes à janela de dados, contendo o início da contração muscular, apresentam forte correlação cruzada, da ordem de 0,9881 para a janela de 200ms e de 0,9866 para a janela de 442ms.

Por último, foi analisado a preservação das características relativas às frequências das várias componentes do sinal por meio da aplicação da transformada rápida de Fourier, apresentada na Figura 2. A comparação da FFT obtida no osciloscópio com a FFT calculada sobre o sinal amostrado foi realizada por meio da análise de frequências e amplitude dos picos sobressalentes. De forma similar à análise temporal, os resultados da FFT foram plotados sobrepostos, verificando-se a conformidade da forma dos espectros, com correlação de 0,7779 e 0,7223, para as janelas de aquisição de 200ms e 442ms, respectivamente.

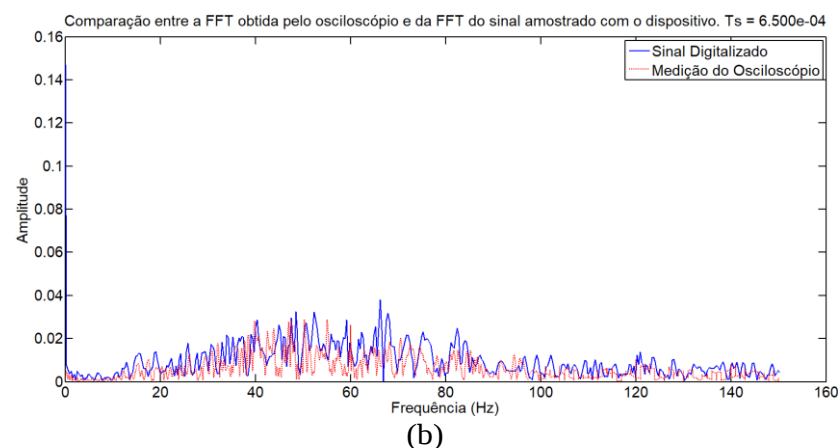
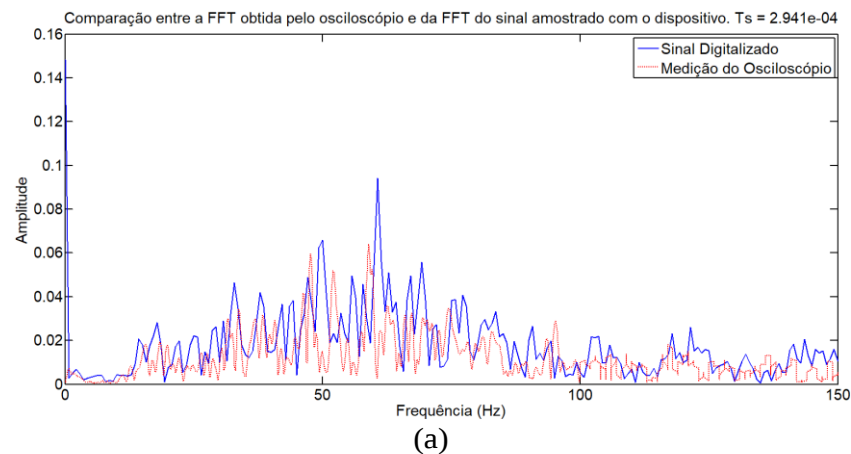


Figura 2 - Espectro de frequência do sinal mioelétrico: FFT obtida no osciloscópio e calculada sobre o sinal amostrado focando-se na região de maior intensidade do sinal mioelétrico. a) $f_s = 3400\text{Hz}$ e $t_j = 200\text{ms}$; b) $f_s = 1538,46\text{Hz}$ e $t_j = 442\text{ms}$

5 Discussões

A análise dos resultados obtidos permitiu avaliar a performance do sistema proposto.

A sobreposição dos sinais amostrados com o sinal correspondente medido no osciloscópio revelou uma alta conformidade com correlação da ordem de 0,9881 para a janela de 200ms e de 0,9866 para a janela de 442ms, permitindo perceber uma alta fidelidade da amostragem em relação ao sinal original para as frequências de amostragem analisadas.

A comparação da transformada rápida de Fourier (FFT) obtida no osciloscópio com a calculada sobre o sinal amostrado foi feita por meio da análise da frequências e amplitude de alguns dos picos sobressalentes. De forma similar à análise temporal, os dois resultados da FFT foram plotados sobrepostos, verificando-se a conformidade da forma dos espectros com correlação de 0,7779 para a janela de 200ms e de 0,7223 para a janela de 442ms.

Apesar de uma taxa de amostragem maior conferir uma maior precisão do sinal amostrado, verificou-se que a diferença de similaridade para as frequências consideradas não é considerável. Assim, é preferível para o sistema desenvolvido manter uma janela de aquisição maior com uma frequência de amostragem mais baixa, obtendo-se desta forma a cada ciclo de conversão A/D uma maior porção do sinal mioelétrico.

Determinou-se, portanto, que a aquisição do sinal mioelétrico é adequada configurando-se a frequência de amostragem para cerca de 1600Hz com janela de amostragem de 425ms. Ademais, esse valor é superior ao valor da taxa de amostragem comumente utilizado na literatura (1000Hz) para aplicações em próteses mioelétricas [3].

6 Conclusões

A eletromiografia aplicada a próteses fornece uma interface intuitiva para pacientes amputados controlarem a movimentação da mão biônica apenas pela contração muscular do membro residual. Assim, o trabalho apresentou um sistema de aquisição do sinal mioelétrico observando os requisitos de baixo custo, peso, tamanho e consumo energético, necessários para sua aplicação nesses dispositivos de reabilitação. Desenvolvimentos futuros devem substituir os eletrodos adesivos da 3M para eletrodos de contato direto com a pele sem mediador eletrolítico.

Agradecimentos

Agradecimentos à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES pelo apoio financeiro à esta pesquisa com a concessão de bolsa de mestrado.

Referências

- [1] A. Albulbul, Evaluating Major Electrode Types for Idle Biological Signal Measurements for Modern Medical Technology, Bioengineering, vol. 3, no. 3, 1-10, (2016), DOI:10.3390/bioengineering3030020.

- [2] D. Farina, N. Jiang, H. Rehbaum, A. Holobar, B. Graimann, H. Dietl and O. C. Aszmann, The Extraction of Neural Information from the Surface EMG for the Control of Upper-Limb Prostheses: Emerging Avenues and Challenges, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 22, No. 4, (2014), DOI: 10.1109/TNSRE.2014.2305111.
- [3] M. Hakonen, H. Piitulainen and A. Visala, Current state of digital signal processing in myoelectric interfaces and related applications. *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 18, 334-359, (2015), ISSN 1746-8094.
- [4] M. D. Jamal, Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis, *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, InTech, 427-448, (2012), DOI: 10.5772/52556.
- [5] M. Kazamel and P. P. Warren, History of electromyography and nerve conduction studies: A tribute to the founding fathers, *Journal of Clinical Neuroscience*, vol. 43, 54-60, (2017), ISSN 0967-5868.
- [6] M. Kim, D. S. Kim and W. K. Chung, Microneedle-Based High-Density Surface EMG Interface with High Selectivity for Finger Movement Recognition, 2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 973-978, (2016), DOI:10.1109/ICRA.2016.7487229.
- [7] P. Laferriere, E. D. Lemaire and A. D. C. Chan, Surface Electromyographic Signals Using Dry Electrodes, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 60, no. 10, 3259-3268, (2011), DOI:10.1109/TIM.2011.2164279.
- [8] B. S. Morais, Aquisição do Sinal Mioelétrico para Aplicações em Próteses de Membro Superior. Trabalho de Conclusão de Curso - Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de São Carlos, (2016).
- [9] G. Smit, D. H. Plettenburg and F. C. T. van der Helm, The Lightweight Delft Cylinder Hand: First Multi-Articulating Hand That Meets the Basic User Requirements, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 23, no. 3, (2015), DOI: 10.1109/TNSRE.2014.2342158.
- [10] T. A. L. Wren, K. Patrick Do, S. A. Rethlefsen and B. Healy, Cross-correlation as a method for comparing dynamic electromyography signals during gait. *Journal of Biomechanics*, vol. 39, no. 14, 2714-2718, (2006), ISSN 0021-9290.
- [11] K. J Zuo and J. L. Olson, The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation. *Plastic Surgery*, vol. 22, no. 1, 44-51, (2014)