



Dispositivo de Aquisição de Sinais Eletromiográficos de Superfície para Monitoramento em Tempo Real

Igor Thönke Rodrigues¹, Dr. Marlio J. C. Bonfim¹, Diogo Rikio Miyazaki¹, M.Sc. Raiff Sales da Fonseca¹, M.Sc. Rafael da Silva Ferraz¹

¹ Universidade Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

Igor.thonke@gmail.com, marlio.b@eletrica.ufpr.br,

diogo.miyazaki@ufpr.br, raiffsf@gmail.com, Rafael.silvaFerraz@gmail.com

Resumo—O objetivo do presente artigo é apresentar o projeto de um sistema de aquisição, processamento e amplificação de sinais eletromiográficos (EMG) através de eletrodos de superfície. O circuito condicionador é constituído por apenas um circuito integrado para amplificação, filtros ativos e passivos, resultando em um amplificador de instrumentação para o EMG. O artigo contém o equacionamento e as etapas do desenvolvimento do circuito, bem como as simulações e testes do mesmo, além dos resultados adquiridos pelos eletrodos.

Keywords – Eletromiografia, Instrumentação Médica, Aquisição de sinais, SEMG.

I. INTRODUÇÃO

Instrumentação Biomédica e eletromiografia estão presentes na medicina moderna em diagnósticos, tratamentos e prevenções de doenças no sistema esquelético e muscular.

A eletromiografia destina-se ao estudo da função muscular através de sua responsividade elétrica, através do uso de eletrodos de agulha ou fio intramuscular [5]. É uma técnica de fácil utilização e com a possibilidade de ser não invasiva, pode ser empregada no monitoramento da atividade elétrica muscular [2].

A aquisição desses sinais de EMG (Eletromiográfico) possuem várias fontes de distúrbio durante a aquisição deste, requerendo cuidados durante a sua utilização [8]. Tais distúrbios tem origem no sinal da rede de distribuição de energia elétrica, ruído branco, térmico e etc. É necessário estudar uma topologia de eletrônica analógica e processamento de sinais que garantam medidas confiáveis [4].

O objetivo central deste artigo é apresentar um protótipo funcional para coleta, filtragem e amplificação de

sinais eletromiográficos de superfície da atividade muscular dos membros superiores.

II. SINAL ELETROMIOGRÁFICO

Sinais biológicos, são registros no espaço-tempo de eventos biológicos, tais como o ciclo cardíaco ou a contração de um musculo. A atividade elétrica, química ou mecânica que ocorre durante esses eventos biológicos, podem, frequentemente, gerar sinais que podem ser medidos e analisados. [13]

O sinal muscular pode ser medido pelo fenômeno chamado bioeletricidade. As células musculares ou nervosas geram impulsos eletroquímicos e esse sinal percorre por toda a membrana muscular ou nervos. Esses sinais nervosos são transmitidos através de potenciais de ação, que são alterações rápidas do potencial das membranas das fibras nervosas. O início do impulso ocorre quando o potencial de membrana é negativo em estado normal, passando para um potencial de membrana positivo em um dado intervalo e então volta para o estado inicial de potencial de membrana negativo. Esse impulso propaga-se até as extremidades finais. [8] Na Figura 1 podemos ver o processo de potencial de ação e seus estágios:

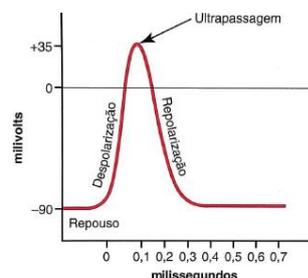


Fig. 1. Potencial de Ação

Repouso: A membrana é polarizada com potencial de membrana de -90 mV.

Despolarização: Nesse estágio a membrana fica semipermeável para os íons de Na, causando a entrada deste para dentro do axônio. Esse influxo de íons de sódio faz com que o potencial negativo de -90 mV seja aumentando rapidamente para +35 mV.

Repolarização: Depois que os canais de sódio se fecham, os canais de potássio começam a se abrir mais que o normal, ocasionando uma difusão dos íons de potássio para o exterior, restaurando o potencial para o valor de repouso.

Cada movimento muscular gera um campo eletromagnético na periferia das fibras, que pode ser captado por eletrodos posicionados em regiões específicas, de acordo com os músculos ou grupos musculares responsáveis pelo movimento. Para a manutenção da contração muscular, o sistema nervoso envia uma sequência de estímulos, para que as unidades motoras sejam repetidamente ativadas, resultando em um pulso de potenciais de ação, que resultará no sinal EMG.

O processo de EMG coleta, com o auxílio de eletrodos, os potenciais elétricos gerados nas contrações das fibras musculares. O potencial de ação da unidade motora (MUAPs) se dá pelo somatório temporal e espacial dos potenciais de ação individuais de cada unidade motora [9], representados na Figura 2.

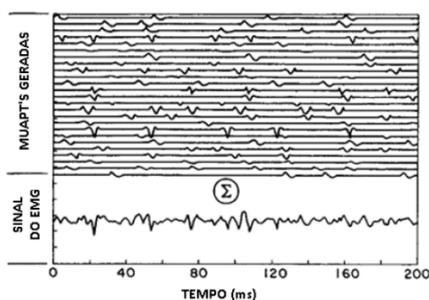


Fig. 2. Sinal Resultante da ativação de várias UM

A. Características do Sinal Eletromiográfico

Os sinais EMG tem como característica uma amplitude de $\pm 25\mu\text{V}$ a $\pm 5\text{ mV}$ [5]. São tensões de baixa amplitude que necessitam ser amplificadas para que possam ser trabalhadas, em níveis DC e frequências próximas a 0 à 1000Hz. A faixa de maior detecção desse sinal se encontra entre 20 e 250 Hz, região em que o circuito deve apresentar alta impedância de entrada e alta relação de sinal ruído [6]. Na Figura 3 é apresentado o gráfico de sinal EMG.

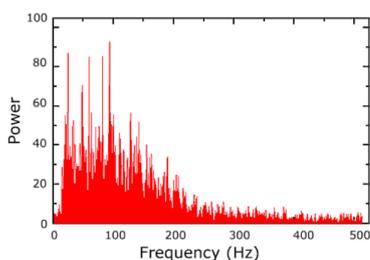


Fig. 3. Exemplo de Espectro de Frequência do EMG

O sinal de EMG extraído varia de indivíduo para indivíduo, levando em consideração as características fisiológicas de cada um, como a fibra muscular e o ponto motor, composição dos tecidos subcutâneos, fluxo sanguíneo [7]. Estudos buscam identificar as características dos indivíduos que sejam comuns a todos para que sejam mais fáceis de classificar os sinais EMG [5].

B. Aquisição do Sinal EMG

Os primeiros trabalhos usavam características estatísticas dos sinais no domínio do tempo e posteriormente passou-se a aplicar cada vez mais as medições espectrais e os modelos de séries temporais, usando a técnica denominada branqueamento para determinação da amplitude e transformadas de Fourier em janela e as Transformadas Wavelets para análise espectral [14].

A qualidade da aquisição do sinal EMG depende além de propriedades fisiológicas e por propriedades não fisiológicas, como a configuração do eletrodo (posicionamento no feixe muscular, tipo, forma), tipos de filtros utilizados para detecção e modo de aquisição (mono ou bipolar). Além disso, fatores como a geometria do músculo e a espessura da camada de gordura entre o eletrodo e o músculo podem interferir no sinal adquirido.

O sistema de coleta utilizado são dois eletrodos para captação do sinal e um eletrodo de referência posicionado em um local neutro (eletrodo de referência), sistema denominado amplificação diferencial. Os Potenciais de ação que atingem o par de eletrodos posicionados sobre a musculatura são comparados ao eletrodo de referência [15].

O sensor utilizado no SEMG (eletromiografia de superfície) se caracteriza por um eletrodo metálico, comumente composto de prata-cloreto de prata (Ag-AgCl), o qual é capaz de detectar e converter a corrente iônica em corrente eletrônica a partir da superfície da pele. [10]

O tecido existente entre a fibra muscular e o local do eletrodo cria um efeito de filtro passa-baixa, cuja largura de banda diminui com o aumento da espessura do tecido. Isso quer dizer quando maior a espessura desse tecido, maior é a impedância deste [11-16].

III. MÉTODO

Os músculos analisados foram os do antebraço, mais precisamente o extensor radial longo e extensor ulnar do carpo, flexor radial do carpo e flexor ulnar do carpo, ilustrados na figura 4. Mensura-se os movimentos dos do punho, ilustrados na figura 5. Utiliza-se oito eletrodos (4 canais) para captura dos sinais eletromiográficos e um para retirar o sinal de referência.

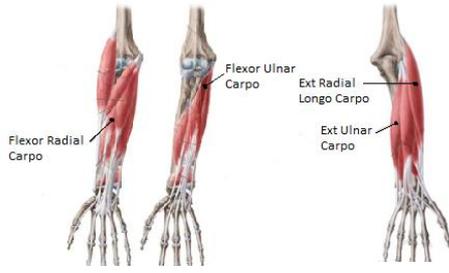


Fig. 4. Anatomia Do Antebraço



Fig. 5. Movimentos Analisados pelo Dispositivo

A. Sistema Analógico

Para alcançar um nível CMRR (Resposta de rejeição de modo comum) para a frequência de 60Hz da rede elétrica de um amplificador de instrumentação, necessário para aplicações EMG, propõe-se um filtro de segunda ordem passa-faixa com ganho de amplificação diferencial que pode ser visto na Figura 6:

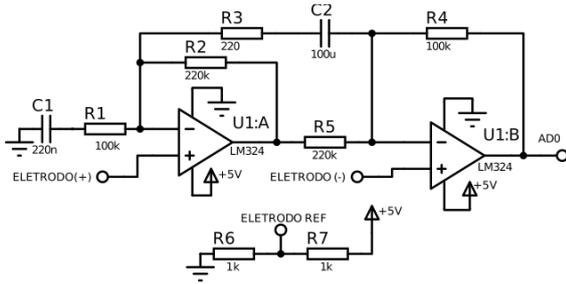


Fig. 6. Circuito de Instrumentação

O projeto do circuito deve ter faixa de rejeição de frequência central de 60Hz e ganho diferencial dos eletrodos em 1000 vezes os sinais bioelétricos.

Utiliza-se a análise dos Nós (Lei de Kirchhoff), pode-se obter as equações do Ganho de modo Comum e de modo Diferencial:

Ganho de Modo Comum:

$$V_{eletrodo+} = V_{eletrodo-} = V_{mc} \quad (1)$$

$$A_{mc} = \frac{V_{ad}}{V_{mc}} = 1 - \frac{R_4 R_2}{Z_1 Z_3} \quad (2)$$

Ganho de Modo Diferencial:

$$V_{eletrodo+} - V_{eletrodo-} = V_{Dif} \quad (3)$$

$$A_{V_{dif}} = \frac{V_{ad}}{V_{Dif}} = -1 - \frac{R_4 R_2}{Z_1 R_5} - \frac{2R_4}{Z_2} - \frac{2R_4 R_2}{Z_2 R_5} - \frac{2R_4}{R_5} \quad (4)$$

Sendo Z_1 e Z_2 , em (3) e (4), as impedâncias dos resistores e capacitores em serie, R_1 em serie com C_1 e R_3 em serie com C_2 respectivamente. O CMRR é calculado pela diferença entre o ganho diferencial e o ganho de modo comum:

$$CMRR = A_{v_{dif}} - A_{md} \quad (5)$$

Utiliza-se valores comerciais dos componentes do circuito.

B. Sistema Digital

O circuito retificador tem a função de prover um sinal de entrada com polaridade única, evitando a presença de componentes negativas e garantindo a preservação da energia do sinal.

O encapsulamento do sinal através de uma média móvel exponencial ponderada (EWMA), elimina a parte de retificação do circuito, sendo executada no software do dispositivo. Usado quando os sinais são amostrados continuamente e a frequência de amostragem é muito superior a frequência do sinal amostrado.

IV. RESULTADOS

O circuito foi desenvolvido no software de simulação QUCS onde foram feitas as simulações. Com os dados do simulador foi confeccionado um circuito para captar sinais através dos eletrodos e fazer ajustes no circuito. Na Figura 7 a 9 pode-se analisar a saída do circuito condicionador de sinal:

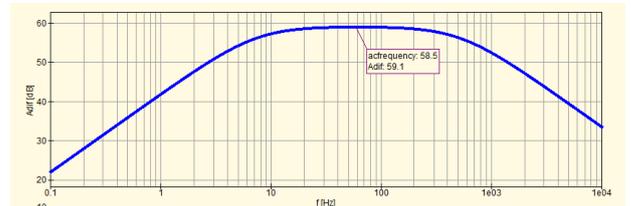


Fig. 7. Resposta do Ganho Diferencial

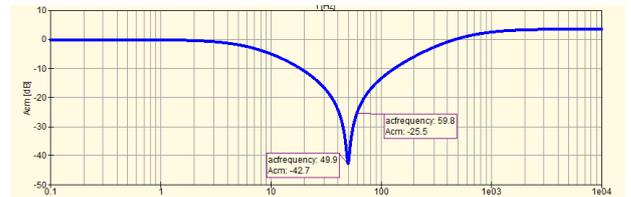


Fig. 8. Resposta do Ganho Modo Comum

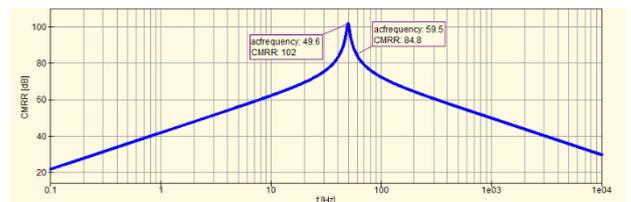


Fig. 9. Resposta do CMRR

Pode-se observar que o circuito atende as especificações, com ganho diferencial de 58.5dB e CMRR em 60Hz de 84.8dB. Foi montado um circuito protótipo em uma placa de circuito impresso, que pode ser observado na figura 10 usando os valores da simulação.

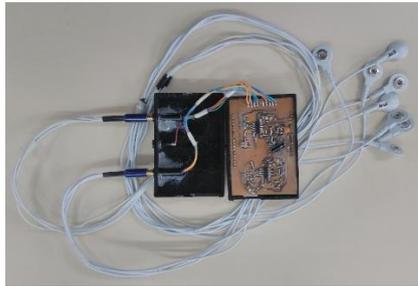


Fig. 10. Foto do protótipo montado para captação do Sinal EMG

Os resultados do dispositivo foram coletados através de uma interface serial, tratados e plotados no *MatLab*, figura 11.

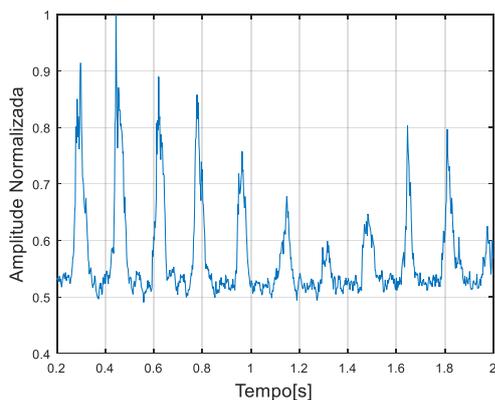


Fig. 11. *Musculo Radial Flexor do Carpo Estimulado*

Pode se observar picos de amplitude normalizadas, originadas pelo movimento realizados pelo punho, demonstrando que o circuito proposto consegue captar o sinal EMG do antebraço. Variações dos valores de pico se origina da proporção da intensidade do musculo durante o movimento.

V. CONCLUSÕES

O sistema criado devido aos diversos testes apresentou resposta satisfatória de acordo com sua finalidade, o funcionamento proposto para uma solução para aquisição e condicionamento de sinais para aplicação protética e de instrumentação de auxílio médico.

Pela complexidade da aquisição de um sinal EMG, se tem a necessidade de fazer um mapeamento dos

músculos para o circuito, analisar o uso de uma malha de sensores ou eletrodos, pois temos uma variedade de fatores que prejudicam a coleta desse tipo de sinal.

REFERÊNCIAS

- [1] Regalo, S.C.H., Vitti M., Oliveira A.S., Santos, C.M., Siéssere, S., Interfaces da Medicina, Odontologia e Fonoaudiologia no complexo cérvico-craniofacial – vol.1. Barueri Pró-fono, 2008.
- [2] González, I. M. *et al.* New Wavelet Indices to Assess Muscle Fatigue during Dynamic Contractions. *Engineering and Technology*, v. 55, p. 480-485, 2009.
- [3] De Luca, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, Champaign, v.13, p. 135-163, 1997.
- [4] Salim, S. I. M., Salim, A. J.; Guan, S. Y. Hardware Implementation of Surface Electromyogram Signal Processing: A Survey. *Control and System Graduate Research Colloquium*. Malaysia, p. 27-31, 2011.
- [5] P. Konrad. “The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography”. Noraxon 2005 [citado 25 junho de 2017]. Disponível em: <https://www.noraxon.com/biomechanics-measurement-solutions/educational-material/books-pamphlets/>
- [6] De SOUSA, V. R., SOUZA, M. A. da S. e, ROMERO, J. F. A. Circuito de Condicionamento de Sinais Eletromiográficos”. XII ENCITA.Out 2006.
- [7] DeLuca, C.J. “Electromyography”. Em J. G. Webster, ed, *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. 2ª ed. New York, 2006, Vol. 3, pp.98-109.
- [8] Guyton, A. C. **Tratado de Fisiologia Médica**. 12ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.
- [9] Basmajian, J.V. DeLuca, C.J. *Muscle Alive: their function revealed by electromyography*. 5th edn. Williams & Wilkins, Baltimore 1985.
- [10] Roy SH, De Luca G, Cheng MS, Johanson A, Gilmore LD, De Luca CJ. Electro-mechanical stability of surface EMG sensors. *Med Biol Eng Comput*. 2007; 45:447-457.
- [11] Cram, JR, Kasman, GS, Holtz J, editors. *Introduction to surface electromyography*. 1st ed. Aspen: Jones & Bartlett Publishers; 1998.
- [12] Sodeberg, G.L., Cook, T.M. *Electromyography in Biomechanics*. *Phys Ther*, v.64, n.12, p. 1813-1820, 1984.
- [13] Enderle, J.D., Blanchard, S.M., Bronzino, J.D. *Introduction to Biomedical Engineering*. In: ed. Elsevier Academic Press, 2005.
- [14] Merletti, R., & Hermens, H. 2004. Detection and Conditioning of The Surface EMG Signal. In Merletti, R., & Parker, P. A. Eds., *Electromyography, Physiology, Engineering, and Noninvasive Application* pp. 107-123. Washington, DC: IEEE Press. doi:10.1002/0471678384.ch5.
- [15] Merletti R, Lo Conte LR, Cisari C and Actis MV. Age related changes in surface myoelectric signals. *Scand J Rehabil Med*. 1992; 24: 25-36.
- [16] K. A. Henneberg. “Principles of Electromyography”. In J. D. Bronzino, editor. *The Biomedical Engineering Handbook*. 2ª ed. Boca Raton: CRC Press LLC: 2000. p.242-251.