FERRAMENTA PARA AQUISIÇÃO E ANÁLISE DE SINAIS MIOELÉTRICOS

TOLL FOR ACQUISITION AND ANALYSIS OF MYOELECTRIC SIGNALS

Thiago Bevengnú[1], Jocarly Patrocínio de Souza[2]

Abstract — *This work presents a tool for acquisition and analysis of myoelectric signals through the surface electromyography (EMGS) for the study of muscle behavior of the human body. The signal from the muscles is captured by surface electrodes arranged in bipolar configuration. It is amplified, filtered, sampled and subjected to digital processing for evaluation of relationship EMG vs Strength and EMG vs Fatigue. This relationship is very important at diagnostic pathologies and development of prostheses. The analysis is performed by comparing EMG signal, muscle contraction time, position and angular velocity joints. To analyze the signals in the time domain the EMG signal is rectified and it sintensity is calculated from the RMS (Root Mean Square) value. The FFT (Fast Fourier Transform) is used to identify the median frequency of the signals.*

Index Terms — *Biosignal acquisition, EMG, EMGS, Signal Processing.*

INTRODUÇÃO

A eletromiografia é o estudo da função muscular através da aquisição dos sinais elétricos emanados pelos músculos, e apresenta um leque variado de aplicações nas mais diversas áreas do conhecimento humano que fazem menção aos músculos e suas características. Permite com um baixo custo de implementação, que profissionais da área da medicina, fisioterapia, odontologia, educação física entre outros, diagnostiquem os mais diversos problemas musculares oriundos de movimentos repetitivos em atividades laborais, carga excessiva de exercícios, doenças, etc. O estado atual da eletromiografia de superfície é enigmático, pois tem muitas limitações que devem ser compreendidas e superadas para que a disciplina se torne mais científica e menos dependente da arte do uso [1]. Essa falta de parâmetros científicos torna a utilização da eletromiografia inviável para diagnósticos precisos e análises minunciosas.

A necessidade de uma maior compreensão do tema também se faz presente na criação de próteses biomecânicas, uma tecnologia que vem apresentando um intenso crescimento, utilizando como método, o controle os sinais mioelétricos obtidos através da eletromiografia de superfície, também utilizados para controlar diferentes dispositivos eletrônicos.

Este trabalho tem como objetivo apresentar uma ferramenta para análise do sinal mioelétrico, desde do hardware de aquisição e condicionamento, até um sistema simples para processamento e visualização dos mesmos, visando facilitar a compreensão do comportamento muscular e dos biosinais por eles emitidos.

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Os músculos esqueléticos e os tendões são constituídos por vários e abundantes tipos de terminações nervosas sensitivas, capazes de captarem e transmitirem a sensibilidade à pressão e à dor e também o grau de contração dos músculos. Entre os neurônios que constituem estas terminações nervosas estão os neurônios motores ou motoneurônios, que se ramificam e se unem a uma determinada quantidade de fibras musculares. O ponto de união entre uma ramificação ou axônio e a fibra muscular é denominado placa motora. O sistema formado por um único motoneurônio e as diversas fibras musculares unidas a seus axônios constitui uma UM (Unidade Motora) [2].

Uma única UM pode conter de 3 a 2000 fibras, dependendo dos graus de controle e força requeridos pelo músculo. UM's de músculos responsáveis por movimentos mais apurados possuem uma quantia menor de fibras, enquanto músculos grandes que fazem movimentos de maior amplitude e requerem mais força possuem UM's que concentram maior quantia de fibras [3].

Relação Sinal x Força

A amplitude do sinal de EMGS, apesar de não ter uma relação linear bem definida com a força gerada na contração muscular, fornece um emaranhado de informações a respeito do comportamento das UM's, permitindo fazer importantes aproximações através do processamento dos sinais. O controle da força exercida pelo músculo é feito pelo SNC (Sistema Nervoso Central), visto que as fibras musculares não contraem parcialmente, este controle se faz através do recrutamento, sincronização e frequência de disparo das UM's.

[1] Thiago Benvegnú, Universidade de Passo Fundo, Faculdade de Engenharia de Arquitetura, Brasil. thiago_benvegnu@hotmail.com
[2] Jocarly Patrocínio de Souza, Universidade de Passo Fundo, Faculdade de Engenharia e Arquitetura, Brasil. jocarly@upf.br

DOI 10.14684/ICECE.9.2015.55-59
© 2015 COPEC

Relação Sinal x Fadiga

A fadiga muscular está relacionada a diversas patologias musculares bem como a exercícios físicos, por isso a utilização da eletromiografia no estudo das causas da fadiga muscular é de grande utilidade. É caracterizada por alterações bioquímicas e fisiológicas devido a incapacidade de sustentação da força muscular, assim, quando a ação muscular é sustentada por um longo tempo há uma redução da taxa de disparo das UM's e da velocidade de condução do potencial de ação da fibra muscular devido à reações químicas envolvidas.

No sinal de EMG a fadiga muscular pode ser caracterizada pela diminuição da frequência mediana devido a sua sensibilidade à taxa de disparo das UM's e velocidade de condução do potencial.

MATERIAIS, MÉTODOS E DESENVOLVIMENTO

A eletromiografia tem como principal fonte de dados o campo elétrico gerado pelo potencial de ação das UM's (Unidades motoras), que pode ser captado, filtrado, amostrado e representado graficamente através de um eletromiógrafo.

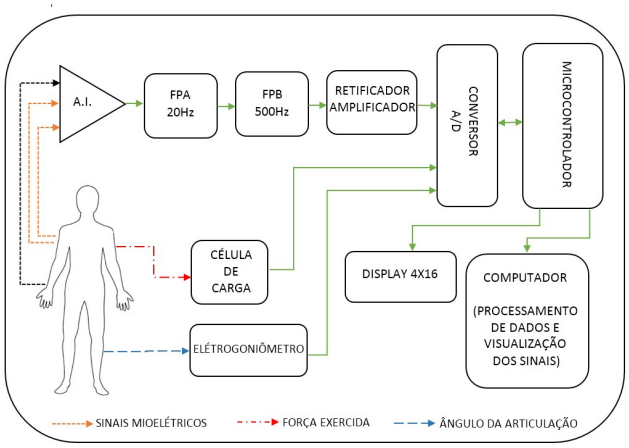

FIGURA. 1
DIAGRAMA DE BLOCOS DO ELETROMIÓGRAFO DESENVOLVIDO

O processo de aquisição do sinal mioelétrico é descrito basicamente no diagrama da Figura 1. Inicia com os eletrodos que têm a função de captar o campo elétrico emanado pelas UM's, porém a amplitude dos sinais gerados é baixa, assim, se faz necessário amplifica-los. Devido ao elevado ganho do amplificador é importante reduzir a interferência de ruídos no circuito, por isso utiliza-se amplificadores de instrumentação e filtros para eliminar sinais de frequências indesejadas.

Após o condicionamento do sinal mioelétrico ele é convertido em dados digitais através de um conversor A/D (Analógico – Digital) para então ser expresso graficamente e ser processado.

Captação de Sinais

A medição dos potenciais elétricos requer a transformação das correntes iônicas em correntes elétricas, pois a conexão com o eletromiógrafo é feita através de um condutor metálico, onde o transporte de cargas ocorre através de elétrons livres. Portanto, para a captação dos sinais de EMG utiliza-se transdutores de corrente iônica para corrente elétrica ou eletrodos [4].

Entre os eletrodos utilizados para EMG é possível destacar o eletrodo de superfície metálico *AgCl* que consiste basicamente em um disco de prata (*Ag*) coberto de uma tênue camada de cloreto de prata (*AgCl)*, pois é um eletrodo de baixo custo e fácil construção além de ter características que favorecem a captação do sinal de EMG:

- Baixa resistência entre eletrodo e eletrólito;
- Baixa capacitância entre eletrodo e eletrólito;
- Baixo ruído comparado aos demais eletrodos de superfície.

Para obter um sinal de EMG além de selecionar o eletrodo adequado para a aplicação é de extrema importância selecionar a configuração e o local adequados para os eletrodos além da preparação da área de contato. A pele na área em que o eletrodo é posicionado deve ter os pelos removidos e ser esfoliada para a retirada das células mortas, pois geram alta impedância, também deve ser limpa com álcool e após estar seca pode ser aplicado o gel condutor que contém íons Cl- para a redução da resistência de contato entre o eletrodo e a pele.

A configuração bipolar, demonstrada na Figura 2, é uma das mais utilizadas na EMG's (Eletromiografia de superfície), pois permite a utilização de um amplificador diferencial que é capaz de reduzir consideravelmente os ruídos externos e de *crosstalk* ao rejeitar os sinais comuns aos dois eletrodos, além de também utilizar o eletrodo de referência que reduz os ruídos oriundos da diferença entre os pontos de referência do corpo humano e do equipamento de aquisição.

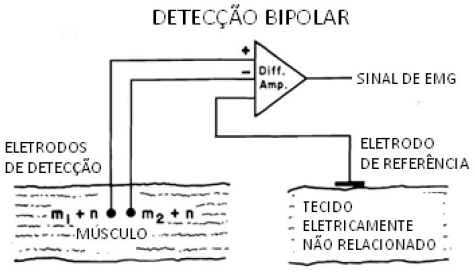

FIGURA. 2
ELETRODOS POSICIONADOS EM CONFIGURAÇÃO BIPOLAR [2]

A distância entre eletrodos é um fator decisivo na configuração bipolar, pois relaciona diretamente o aumento da amplitude do sinal e da área de captação (Aumento da

distância), e a redução dos sinais de crosstalk (Redução da distância), o SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) sugere um espaçamento de 20mm entre os eletrodos para obter a melhor relação (Sinal Alvo x *Crosstalk*), porém estudos feitos por De Luca [5] indicam que a distância entre eletrodos mais efetiva para redução de *crosstalk* é de 10mm.

Amplificador de instrumentação

O sinal de EMG captado pelos eletrodos é muito baixo e tem um valor máximo em torno de 10mV, assim, para digitalizar este sinal e o representa-lo graficamente de forma adequada, é necessário amplifica-lo. Neste trabalho, o estágio de amplificação é um amplificador de instrumentação, que amplifica a diferença entre dois sinais de entrada, pois os eletrodos serão utilizados na configuração bipolar.

Como o sistema é alimentado por uma fonte (+5V/-5V) e a amplitude máxima do sinal fica em torno de 10mV (positivo ou negativo) os amplificadores deverão fornecer um ganho mínimo de ΔV=500 conforme a equação 1:

$$\Delta V^2 = Vo/Vi = 5V/10mV = 500. \qquad (1)$$

Segundo Forti [6], a impedância de entrada do amplificador deve ser pelo menos dez vezes maior do que a impedância dos tecidos sob o eletrodo. Basmajian [7] diz que impedância de entrada do amplificador deve ser superior a 100MΩ e a rejeição de sinais indesejados comuns aos dois sinais de entrada CMRR (*Common Mode Rejection Ratio*) deve ser superior a 80dB para um bom desempenho do eletromiógrafo. Analisando as alternativas de componentes eletrônicos disponíveis, foi selecionado na implementação deste estágio o AI (Amplificador de Instrumentação) PGA204 pois possui:

- Alta impedância de entrada 10^{10} Ω;
- Alto CMRR: 120 dB;
- Baixo ruído: 16nV√Hz.

Devido à faixa de valores limitados de ganho do PGA204 e para evitar saturação do sinal, sua amplificação será dividida em dois estágios, o PGA204 tem o ganho fixado em 100, e o segundo estágio de amplificação (retificador amplificador) fornecerá um ganho variável de 0 à 100.

Filtros

Na eletromiografia além da redução de ruídos os filtros tem a importante função de selecionar a informação desejada dos sinais musculares, assim, dependendo do método de aquisição e aplicação do sinal, os filtros utilizados têm diferentes características. Neste trabalho os filtros apresentam características adequadas à eletromiografia de superfície que trabalha com sinais na faixa de 10 à 500Hz [8].

Para evitar os ruídos gerados pelos artefatos de movimento será utilizado um filtro passa faixa com frequência de corte inferior 20Hz. A frequência de corte superior utilizada é de 500Hz para evitar ruídos e limitar a banda passante, visto que acima desta frequência não há sinais mioelétricos relevantes para a EMGS.

O filtro implementado com o amplificador operacional TL072 que tem uma alta impedância de entrada (10^{12}Ω) e baixo ruído (18nV√Hz). Na estrutura *Sallen Key* (VCVS) utilizada no projeto, o AMPOP funciona como uma fonte de tensão controlada por tensão (circuitos apresentados nas Figuras 3 e 4), esta estrutura proporciona boa estabilidade, baixa impedância de saída e é de fácil implementação. A ordem do filtro foi definida baseada nas afirmações de De Luca [5], segundo ele uma queda de 40dB/dec (*rolloff*) é suficiente para obter sinais de boa qualidade, assim coma utilização de filtros de segunda ordem esta requisito é atendido.

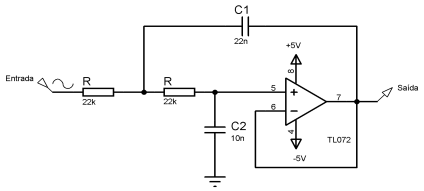

FIGURA. 3
FILTRO PASSA BAIXAS BUTTERWORTH DE SEGUNDA ORDEM E FREQUÊNCIA DE CORTE DE 500HZ.

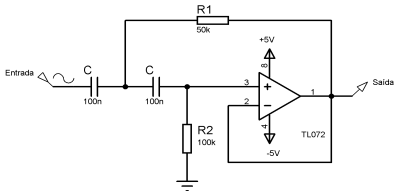

FIGURA. 4
FILTRO PASSA ALTAS BUTTERWORTH DE SEGUNDA ORDEM E FREQUÊNCIA DE CORTE DE 20HZ.

Conversão A/D

Para realizar a conversão A/D dos sinais foi utilizado o conversor A/D integrado ao microcontrolador PIC18F2580. O conversor A/D representa os valores amostrados em 8 bits, a frequência de amostragem do conversor foi definida a partir do teorema de Nyquist (2), onde *Fs(min)* é a menor frequência de amostragem necessária para a reconstituição do sinal e *Freq(máx)* é a maior frequência do sinal a ser convertido.

$$Fs(min) > 2*Freq(máx) = 2*500 = 1kHz. \qquad (2)$$

Para garantir a qualidade do sinal, a frequência utilizada foi 4kHz.

Processamento

Nesta etapa, após o processo de aquisição, o sinal pode ser visualizado e suas informações extraídas através de ferramentas matemáticas utilizando o software MATLAB™.

As principais técnicas utilizadas neste trabalho são:

- **RMS (Root Mean Square):** É uma das técnicas utilizadas para avaliar o nível de atividade do sinal de EMG no domínio do tempo. O RMS móvel, utilizado para sinais não periódicos, consiste na raiz quadrada da média entre os valores de cada amostra de um determinado espaço de tempo denominado *Janela* (3).

$$RMS = SQRT((1/N)\sum_{i=1}^{N} (x_i^2)) \qquad (3)$$

Segundo De Luca [1] a janela típica de um RMS móvel para eletromiografia é de 100 a 200ms, baseado nesta afirmação o tamanho de janela definido para a análise é de 200ms.

- **FFT (Fast Fourier Transform):** É um algoritmo utilizado para o cálculo da DFT (*Discrete Fourier Transform*), e permite gerar uma função que expresse o sinal em função das frequências que o compõe.
Utilizando (4) é necessário apenas disponibilizar o vetor do sinal original (x) e o número de valores (N) que possuirá o vetor gerado (X) pelo algoritmo.

$$X(k) = \sum_{j=1}^{N} (x(j)\omega_N^{(j-1)(k-1)}) \qquad \omega_N = e^{(-2\pi i)/N} \qquad (4)$$

Após o processamento, as informações extraídas são disponibilizadas ao usuário através de gráficos que expressam:

- Sinal EMGS x Tempo;
- Amplitude do sinal (RMS) x Janela de Tempo;
- Frequência do Sinal x Janela de Tempo.

RESULTADOS

Nesta seção são apresentados os resultados obtidos a partir do desenvolvimento do trabalho, desde a construção do protótipo apresentado na Figura 5 com base no esquemático desenvolvido (Figura 6), até o processamento dos sinais.

Hardware

Após a construção foram realizados testes unitários com o amplificador e com os filtros, aplicando-se sinais senoidais conhecidos.

Os resultados obtidos foram próximos do esperado, a precisão foi afetada devido a tolerância dos resistores e capacitores utilizados, porém as variações apresentadas não comprometem o bom funcionamento do sistema.

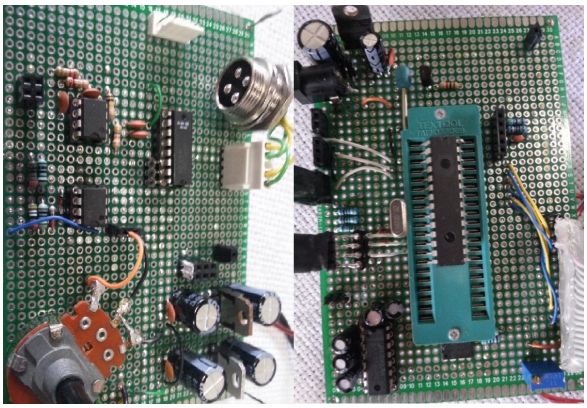

FIGURA. 5
PROTÓTIPO CONSTRUÍDO

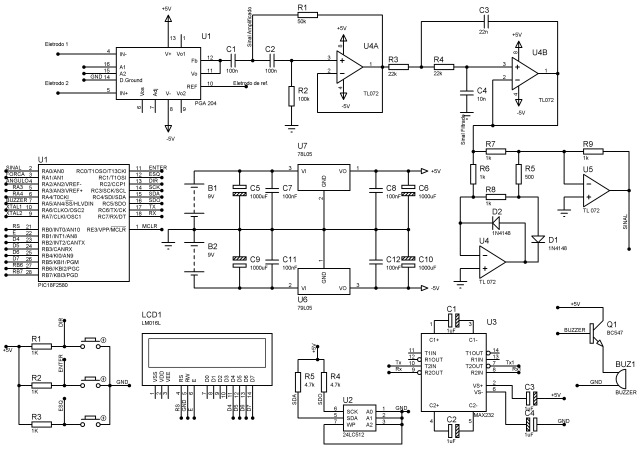

FIGURA. 6
ESQUEMÁTICO DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO

Processamento de Sinais

Após ser condicionado, filtrado e amostrado, o sinal foi transmitido para o computador, apresentado com auxílio do MATLAB.

- **Sinal EMGS x Tempo:** A Figura 7 mostra os sinais do bíceps braquial durante o movimento do antebraço ao erguer um peso de 10Kg. A faixa de maior amplitude está relacionada a contração concêntrica, enquanto a janela com menor amplitude relaciona-se à contração excêntrica.
- **Amplitude do sinal (RMS) x Janela de Tempo:** A Figura 8 traz o sinal da Figura 7 expresso em RMS, o que permite definir valores para as contrações concentricas e excentricas, possibilitando a identificação do movimento realizado.
- **Frequência do Sinal x Janela de Tempo:** A análise da frequência mediana dos sinais de EMG é de grande

utilidade para a análise da fadiga muscular durante as contrações musculares. Na Figura 9, que expressa a frequência mediana do sinal de uma contração sustentada do bíceps braquial, é possível observar que a frequência mediana tende a reduzir durante a sustentação da contração muscular isométrica, comprovando que os efeitos da fadiga muscular afetam o valor da frequência mediana do sinal mioelétrico.

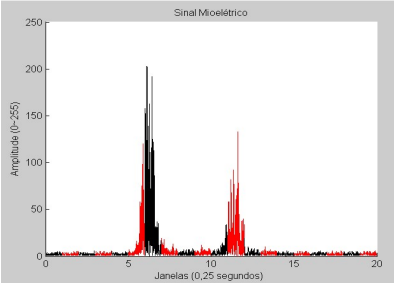

FIGURA. 7

SINAL MIOELÉTRICO DO BÍCEPS BRAQUIAL DURANTE MOVIMENTAÇÃO DO ANTEBRAÇO

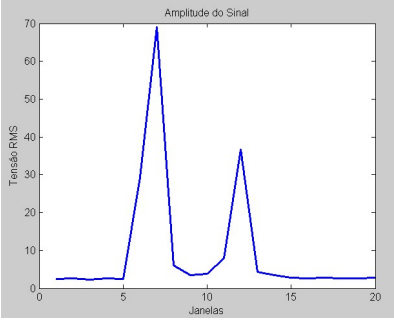

FIGURA. 8

SINAL MIOELÉTRICO DO BÍCEPS BRAQUIAL DURANTE MOVIMENTAÇÃO DO ANTEBRAÇO

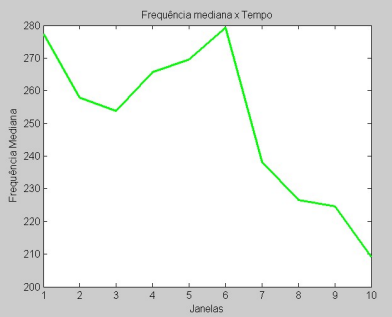

FIGURA. 9

FREQUÊNCIA MEDIANA DO SINAL MIOELÉTRICO DO BÍCEPS BRAQUIAL EM POSIÇÃO SUSTENTADA

CONSIDERAÇÕES FINAIS

No decorrer do trabalho foi realizado um estudo de fundamentação teórica para compreensão das funções, características e aplicações do sinal de EMG. Concluído esse estudo, foi projetado e implementado o circuito eletrônico responsável pelo condicionamento e aquisição dos sinais de EMG destinados à análise proposta desse trabalho.

Os estágios de amplificação e retificação dos sinais apresentaram uma resposta dentro do esperado, quanto aos filtros implementados, apresentaram diferenças em relação as frequências de corte projetadas, porém não comprometeram o funcionamento do circuito.

Como o proposto inicialmente foi realizada uma análise superficial da relação entre sinal de EMG e fadiga muscular. Alguns desvios causados pela falta de enquadramento das janelas de amostragem foram observados nos resultados, porém isso não comprometeu o resultado final, que apresenta a redução da frequência mediana do sinal durante a sustentação da contração muscular conforme o esperado, comprovando o bom funcionamento o sistema que apresentou baixo ruído e fidelidade ao sinal adquirido.

Como características naturais decorrente desse trabalho, destaca-se a análise da relação entre força e sinal de EMG utilizando uma célula de carga, a utilização de acelerômetros para monitorar os movimentos, a transmissão do sinal sem fios conectados ao dispositivo e o monitoramento do sinal em tempo real.

REFERÊNCIAS

[1] DE LUCA, J.C. The use of the surfasse eletromyography in biomechanics, *Journal of applied Biomechanics*, 13, 135-163, 1997.

[2] AIRES, M.M. *Fisiologia,* 3.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 2008.

[3] MARCHETTI, P.H.; DUARTE, M. Instrumentação em Eletromiografia, *Universidade de São Paulo*, 2006.

[4] CARDOSO, A.S.V. Instrumentação e metodologias de medição de biopotenciais, *UFMG Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica*, 2010.

[5] DE LUCA, J.C. Inter-electrode spacing of surface EMG sensors: Reduction of crosstalk contamination during voluntary contractions, *Journal of Biomechanics*, 2011.

[6] FORTTI, Fabiana, Análise do sinal eletromiográfico em diferentes posicionamentos, tipos de eletrodos e ângulos articulares, *Universidade Metodista de Piracicaba*, 2005.

[7] BASMAJIAN, V.J; DE LUCA, J.C. *Muscles Alive – Their Function Revealed by Eletromyography. – 5.ed. – Williams & Wilkins, Balitmore, USA, 1985.*

[8] KONRAD, Peter. ABC of EMG – A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography, *Manual de ensino. – Noraxon* INC. USA, 2005.