

# **SYSTEM FOR ACQUISITION OF ELECTROMYOGRAPHIC SIGNALS TO CONTROL MECHANICAL PROSTHESIS**

**Gilseu Von Muhlen, Henrique Costa, Vinicius S. Bordignon, Amauri F. Balotin**

*Universidade de Passo Fundo - UPF*

*Departamento de Engenharia Elétrica – Passo Fundo - RS*

[gilseuvm@hotmail.com](mailto:gilseuvm@hotmail.com), [h91costa@gmail.com](mailto:h91costa@gmail.com), [127556@upf.br](mailto:127556@upf.br), [amauribalotin@upf.br](mailto:amauribalotin@upf.br)

**Abstract.** This article describes the development of a hardware for acquisition of bioelectric signals, particularly surface electromyography signals. The hardware consist of three main blocks, denominated: signal capture, filtering and rectification. The first is responsible for signal acquisition and amplification, while the second is responsible for attenuating unwanted frequencies. Finally, the third block rectifies the signal making it unipolar. The system serves for a future work where software will be used to process the signal and control a mechanical prosthesis.

**Palavras-chave:** EMG, Electromyography, prosthesis.

## **1. INTRODUÇÃO**

Os biosinais são sinais oriundos de atividades celulares e dos processos fisiológicos que o corpo humano realiza. Como consequência deste processo sinais elétricos são gerados que podem ser captados através de eletrodos localizados na superfície da pele ou eletrodos de profundidade introduzidos no músculo.

O EMG é o somatório dos potenciais elétricos das atividades elétricas das células dos músculos. O sinal EMG possui diversas aplicações como: estudo da marcha, reabilitação e desenvolvimento de tecnologias assistenciais. Pois através destes sinais é possível retirar informações do instante de cada movimento dos músculos (Marchetti & Duarte, 2006) [1].

Assim, o presente trabalho teve como objetivo: projetar e desenvolver de forma

experimental um sistema de aquisição de sinais musculares da coxa. Tais sinais serão então processados e, posteriormente, utilizados para realizar o controle e acionamento de uma prótese mecânica capaz de auxiliar a movimentação do membro inferior utilizando um motor elétrico.

## **2. FUNDAMENTAÇÃO TEORICA**

### **2.1 Eletromiografia (EMG)**

A EMG mostra-se uma ferramenta de grandiosa aplicabilidade na compreensão da atividade muscular é largamente usada para melhor compreensão do envolvimento neuromuscular em resposta ao exercício e também pode ser compreendida como a quantificação dos sinais elétricos da musculatura esquelética (Merletti & Farina, 2009) [2].

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 (De Luca, 2010) [3].

Existem basicamente duas maneiras de coletar o sinal: por meio de eletrodos de superfícies e de profundidade. Por meio dos eletrodos de profundidade pode-se verificar a frequência de disparos dessa unidade motora. Entretanto, este tipo de eletrodo é um método invasivo, não apresenta informações sobre o somatório do potencial de ação do músculo e a reprodutibilidade do

sinal EMG é baixa. Já os eletrodos de superfície são mais utilizados devido a sua praticidade e por ser um método não invasivo. Os eletrodos de superfície captam o somatório dos potenciais de ação das unidades motoras encontradas próximas aos receptores.

## 2.2 Posicionamentos dos eletrodos

Existem duas categorias de eletrodos empregados para EMG, os invasivos e os de superfície. Dentro da biomecânica, a EMG pode ser aplicada de três diferentes formas, para identificação do início da ativação muscular, para uma relação da produção de força no músculo e para identificar processos que ocorrem na musculatura em situação de fadiga muscular (Noda et al., 2014) [4].

A amplitude do potencial de ação vai depender do local de captação do sinal e das propriedades de filtragem dos eletrodos utilizados, entre eles o eletrodo de superfície metálico Ag/AgCl que consiste fundamentalmente em um disco de prata (Ag) coberto de uma tênue camada de cloreto de prata (AgCl). Cujas características do sinal são:

- Baixa resistência entre Eletrodo e Eletrólito;
- Baixa capacitância entre Eletrodo e Eletrólito;
- Baixo ruído comparado a outros eletrodos metálicos.

Existem três configurações possíveis para a eletromiografia de superfície, monopolar, bipolar e multipolar.

A configuração monopolar emprega apenas o eletrodo de captação e o eletrodo de referência. É utilizada para aquisição de sinais de músculos superficiais pequenos ou de diversos músculos presentes na área de captação do eletrodo.

As configurações multipolar e bipolar a qual foi utilizada neste estudo, são as mais utilizadas na EMG's (Eletromiografia de superfície), pois através dela pode-se acessar processos bioquímicos e fisiológicos dos

músculos esqueléticos sem procedimentos invasivos.

## 3. CAPTAÇÃO DE SINAIS

O processo de aquisição do sinal mioelétrico que foi realizado está descrito no diagrama de blocos da Fig. 1.

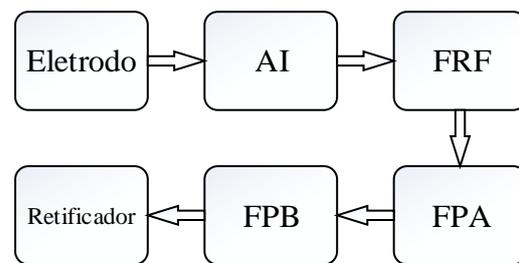


Figura 1 - Diagrama de Blocos

A captação dos sinais inicia com os eletrodos que têm a função de captar os sinais elétricos produzidos pelas unidades motoras, porém a amplitude dos sinais gerados é baixa, assim, se faz necessário amplificá-los. Devido ao elevado ganho do amplificador é importante reduzir a interferência de ruídos no circuito, por isso utilizou-se amplificadores de instrumentação e filtros para eliminar sinais de frequências indesejadas. Por fim, para tornar o sinal unipolar utiliza-se um retificador de onda completa de precisão.

### 3.1 Amplificadores de instrumentação

Neste estudo foi utilizado um amplificador de instrumentação, que amplifica a diferença entre dois sinais de entrada, pois os eletrodos serão empregados na configuração bipolar.

A impedância de entrada do amplificador deve ser pelo menos dez vezes maior do que a impedância dos tecidos sob o eletrodo. De acordo com De Luca, a impedância de entrada do amplificador deve ser superior a  $100M\Omega$  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 disponíveis foi selecionado na implementação deste estágio o AI (Amplificador de Instrumentação) PGA204, pois o mesmo atende estas características e ainda dispõe de um ganho que pode ser controlado digitalmente apresentado na Tab. 1.

Tabela 1. Configurações de ganho do PGA204

A0	A1	GANHO
0	0	1
0	1	10
1	0	100
1	1	1000

Devido à baixa amplitude do sinal e faixa de valores limitados de ganho do PGA204, sua amplificação será decomposta em duas etapas, o PGA204 apresentará o ganho fixado em 1000, e o segundo estágio de amplificação disponibilizara um ganho variável de 0 a 10.

### 3.2 Filtros

O filtro é um dispositivo designado para atenuar variações específicas de frequências eles possuem duas utilidades importantes, ou seja, de separação e restauração do sinal. A separação do sinal é necessária quando este for contaminado com alguma interferência, ruído ou outro sinal. A restauração do sinal é utilizada quando este foi distorcido de alguma forma. Portanto, a proposta dos filtros é permitir a passagem de algumas frequências inalteradas e atenuar outras.

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 será 500Hz para evitar ruídos e limitar a banda passante, visto que acima desta frequência não há sinais mioelétricos relevantes para a EMGS. Filtros rejeita faixa 60Hz, podem ser empregados para suprimir influências da frequência da rede elétrica,

porém o filtro deve proporcionar uma seletividade muito grande pois a maior concentração sinais mioelétricos se concentra entre 50 e 80Hz, sendo assim o filtro foi projetado para rejeitar a faixa de 55 a 65Hz. Todos os filtros foram projetados através do software *FilterPro* (Texas Instruments Inc.).

### 3.3 Retificadores

O circuito retificador implementado transforma corrente alternada em corrente contínua pulsante. Os circuitos retificadores dividem-se em dois tipos, de acordo com a sua estrutura, são eles: retificador de onda completa e retificador de meia onda

O circuito retificador de onda completa permite a passagem da corrente nos dois semiciclos causando um rebatimento da onda negativa, este se difere do retificador de meia onda o qual no semiciclo negativo a corrente é interrompida

Toda a análise de sinais neste trabalho foi baseada no valor absoluto da tensão, portanto, para aumentar a precisão do conversor A/D a ser utilizado, que converte tensões na faixa de 0 à 5V. Visto isso, o sinal é submetido à conversão após passar pela etapa de retificação, e para isto foi construído um retificador de precisão de onda completa. Após a retificação o sinal de saída é também filtrado através de um filtro RC.

## 4. RESULTADOS OBTIDOS

A fim de comprovar a aplicabilidade da teoria apresentada acima foi montado um protótipo com dois blocos de captação de sinais EMG apresentado na Fig. 2. Os eletrodos utilizados foram de Ag/AgCl da fabricante 3M e foram posicionados em configuração bipolar separados por uma distância de 2cm no musculo reto da coxa e no bíceps da coxa e o eletrodo de referência posicionado no vasto medial.



Figura 2 - Protótipo

A Fig. 3 apresenta os sinais captados pelos AI's e amostrados no osciloscópio durante quatro movimentos de flexão e extensão da perna, é possível ver claramente o sinal EMG com amplitude de aproximadamente 750 mV e ruído de base de aproximadamente 200 mV. Onde o sinal amostrado no canal 1(em amarelo) é oriundo dos eletrodos inseridos no musculo reto da coxa e o sinal amostrado no canal 2 (em verde) oriundos do bíceps da coxa.

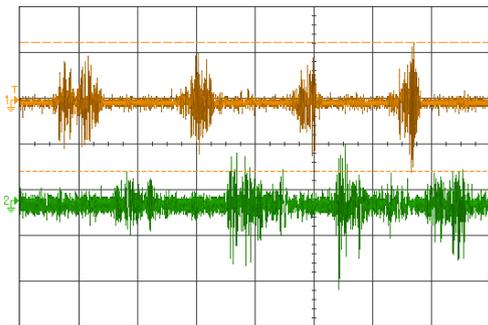


Figura 3 - Sinal captado pelo AI - Escala horizontal 1s/Div e Escala vertical 500mV/div

Após ser captado pelo AI o sinal foi amplificado e submetido a filtragem para atenuar o máximo possível as frequências indesejadas, na sequencia retificado e ainda submetido a um filtro RC obtendo-se um sinal com baixo ruído conforme apresentado na Fig. 4 possibilitando uma melhor resolução no momento de realizar a conversão A/D.

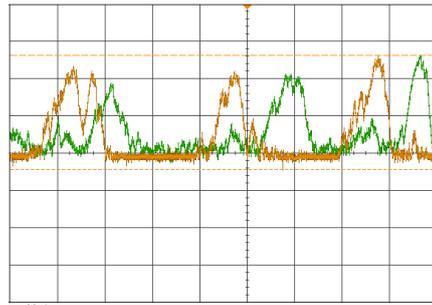


Figura 4 - Sinais retificados e filtrados – Escala horizontal 1s/Div e Escala vertical 500mV/div

## 5. CONCLUSÃO

Percebe-se, a partir da análise dos sinais apresentados nas Fig. 3 e Fig. 4, que é possível distinguir os movimentos, no movimento de extensão da perna os músculos frontais da coxa são ativados (canal 1), no movimento de flexão os músculos posteriores são ativados. Estas observações validam a possibilidade de utilização destes sinais para o controle de uma prótese mecânica, após uma etapa de processamento adequado.

## REFERÊNCIAS

- [1] Marchetti, P. H; Duarte, M. Instrumentação em eletromiografia. Laboratório de Biofísica, 2006.
- [2] Merletti, R; Farina, D. Analysis of intramuscular electromyogram signals. Philos Transact A Math Phys Eng Sci. 2009; 367: 357-68, 2009.
- [3] De Luca, C.J. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. Journal of Biomechanics 43, 2010.
- [4] Noda, D. K. G; et al. A eletromiografia de superfície em estudos relativos à produção de força. Revista CPAQV, Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida, Vol. 6, N°. 3, Ano 2014.