

INSTITUTO DE ESTUDOS SUPERIORES DA AMAZÔNIA
CURSO DE ENGENHARIA DE CONTROLE E AUTOMAÇÃO

AGATHA YASMIN NETTO BARATA

INTERFACE PARA ACIONAMENTO DE SERVO MOTORES POR SINAIS MIOELÉTRICOS

BELÉM – PA

2016

INSTITUTO DE ESTUDOS SUPERIORES DA AMAZÔNIA

CURSO DE ENGENHARIA DE CONTROLE E AUTOMAÇÃO

AGATHA YASMIN NETTO BARATA

INTERFACE PARA ACIONAMENTO DE SERVO MOTORES POR SINAIS MIOELÉTRICOS

Artigo apresentado ao Curso de Engenharia de Computação como requisito de avaliação para obtenção do Grau de Bacharel do Curso de Engenharia de Controle e Automação.

Orientador : Roger da Silva
Co-Orientador: Manoel da Silva Filho

BELÉM – PA

2016

INTERFACE PARA ACIONAMENTO DE SERVO MOTORES POR SINAIS MIOELÉTRICOS

AGATHA Y. N. BARATA¹, ROGER DA SILVA², MANOEL DA SILVA FILHO¹.

1.Laboratório de Neuroengenharia, Departamento, Universidade Federal do Pará

2.Estácio/IESAM

agathanetto@gmail.com

Abstract - In this work we propose to create a basic interface to process myoelectric signals capable of triggering mechanisms, such as servos, motors with proportional dynamic muscle activity. The signals were recorded using a differential amplifier of high input impedance, which initially conditioned signal in a bandwidth of greater power, established for sEMG. The signal was digitized into a Galileo development platform. The signal was digitized in 16-bits by Grass Instruments Inc and then passed the AD converter of the Galile Gen 1 and processed through its own library to read the file in (abf) in MATLAB environment, which triggered a servo-motor through the collection of the signal in its raw form, rectifying in wave -complete, filtering and extracting the RMS value according to the muscular activity. The signal tested showed good performance in data transmission even with external interferences. For certain areas of health, such as neuroscience, physiotherapy and biomedicine, controlling servo motors through myoelectric signals caters to the need of individuals with special needs. Here, the nature of this research is justified, which aims, in the future, to create prostheses for amputees or patients with poor training.

Keywords - sEMG, Development platform, Signal processing, Muscle.

Resumo - Nesse trabalho é proposto criar uma interface básica para processar sinais mioelétricos, capaz de acionar mecanismos, tais como, servos-motores com dinâmica proporcional a atividade muscular. Os sinais foram registrados através de um amplificador diferencial de alta impedância de entrada, que condicionou inicialmente o sinal em uma banda passante de maior energia, estabelecida para a sEMG. O sinal foi digitalizado em 16 Bits pelo amplificador diferencial Grass Instruments Inc e em seguida passou pelo conversor AD do Galile Gen 1 e processado através de uma biblioteca própria para a leitura do arquivo em (abf) em ambiente MATLAB, que acionou um servo-motor através da coleta do sinal na sua forma bruta, retificando em onda-completa, filtrando e extraindo o valor RMS em função da atividade muscular. O sinal testado apresentou bom desempenho na transmissão de dados mesmo com as interferências externas. Para certas áreas da saúde, como a neurociência, a fisioterapia e a biomedicina, controlar servo-motores através de sinais mioelétricos atende a necessidade de indivíduos portadores de necessidades especiais. Aqui, justifica-se a natureza dessa investigação que ambiciona, futuramente, a criação de próteses voltadas para pacientes amputados ou portadores de má formação.

Palavras-chave - sEMG, Plataforma de desenvolvimento, Processamento de sinais, Músculo.

1 Introdução

A eletromiografia foi empregada pela primeira vez, para controlar aparelhos protéticos avançados (Graupe D, Salahi J, Kohn KH ,1982). Nas últimas décadas, a proposta de interfaces baseadas em EMG aumentou muito, principalmente em aplicações suportadas pela eletromiografia de superfície (sEMG). Algumas dessas aplicações, tais como, as teleoperações em ambientes remotos ou perigosos (Artemiadis PK, Kyriakopoulos KJ ,2010), nos controles de próteses sofisticadas para auxiliar indivíduos a recuperar a habilidade perdida (Vogel J, Castellini C, van der Smagt PP ,2011), na reabilitação através de exoesqueletos (Cipriani C, Zaccone F, Micera S, Carrozza MC ,2008) e nas Interfaces Músculo-Computador, são exemplos de interação homem-máquina baseados na sEMG (Lucas L, DiCicco M, Matsuoka Y ,2004).

Apesar das perspectivas promissoras das interfaces baseadas na sEMG, algumas desvantagens devido a complexidade do sistema musculoesquelético humano, da relação não linear entre a atividade mioelétrica e da dificuldade para estimar o movimento ou força, tornam o procedimento analítico um grande desafio para a engenharia. Devido a não linearidade observada entre a atividade mioelétrica e a cinemática humana (Zajac FE ,1986), a grande

maioria dos pesquisadores optou em não decodificar a representação contínua da cinemática humana e sim por abordagens discretas, tais como, o controle direcional do pulso (Fukuda O, Tsuji T, Kaneko M, Otsuka A ,2003) ou o controle de mãos robotizadas através de uma série de posturas pré-determinadas (Bitzer S, van der Smagt P ,2006). Para fazer isso, técnicas de aprendizado de máquina e métodos de classificação mais específicos foram usados, como é o caso dos programas ordenadores ou *Sort*, empregados para discriminar com base na atividade mioelétrica, os movimentos independentes dos dedos da mão humana ou diferentes posturas da mão (Takahashi K, Nakauke T, Hashimoto M ,2007).

Obviamente, a abordagem do controle contínuo baseado na sEMG não foi esquecida e várias técnicas têm sido propostas para estimar a cinemática humana com base na atividade mioelétrica. Dentre elas, a do musculoesquelético de Hill (Hill A (1938) é a mais comumente utilizada em dispositivos robóticos para o controle contínuo, usando o movimento humano decodificado a partir de sinais da sEMG. Redes neurais artificiais (RNA), também fazem parte do conjunto de ferramentas empregadas para estimar o movimento contínuo dos dedos humanos, utilizando a atividade mioelétrica dos músculos do antebraço (Smith RJ, Tenore F, Huberdeau D, Etienne-Cummings R, Thakor NV ,2008).

Todas as vezes que músculos são acionados para exercer qualquer atividade, o fazem através do potencial de potenciais de ação musculares. Potenciais eletromiográficos, são na verdade a soma no tempo e no espaço de muitos potenciais provenientes das fibras musculares ou unidades motoras.

As células nervosas transmitem informações umas para as outras por meio de impulsos elétricos denominados potenciais de ação (PA) (Popovic MR, Thrasher TA. Neuroprostheses. In: Bowlin GL, Wnek G, 2004), tornando a comunicação dos neurônios similar a uma rede de circuitos eletrônicos. PAs ocorrem o tempo todo em tecidos do corpo humano, coordenando suas funções, seja no estado de vigília, dormindo e em outros estados comportamentais. Com o uso de eletrodos (Merrill DR, Bikson M, Jefferys JGR, 2005) aderidos à superfície da pele ou microeletrodos conectados diretamente ao tecido nervoso (DiLorenzo DJ, Bronzino JD, 2007), a atividade do PA pode ser mensurada por meio de várias técnicas de medição de sinal.

Os sinais mioelétricos são obtidos por meio de configurações monopolar e bipolar. A configuração monopolar obtém diferenças de potencial em dois pontos no qual um dos pontos é a referência (terra). Na configuração bipolar são obtidos sinais em relação a uma referência, neste caso existem três pontos de detecção. Em um arranjo bipolar, dois eletrodos são aplicados sobre o musculo numa direção longitudinal com relação as fibras musculares.

A busca incessante por modelos que descrevam com maior precisão a cinemática humana é um dos grandes desafios da engenharia de controle. Sendo assim, este trabalho se propôs a registrar a atividade mioelétrica do músculo *biceps braquialis* para mover com dois graus de liberdade um servo motor que simulará os movimentos de flexão e extensão do antebraço.

2 Materiais e Métodos

Potenciais de ação musculares foram registrados por um amplificador diferencial com alta impedância de entrada (10^{10} Ohms), ganho de 10^4 vezes e filtros passa-baixa e passa-alta integrados ao circuito, ajustáveis pelo programa de controle do amplificador (15A54, Grass Instruments Inc.) (Figura 1), usando eletrodos de superfície com revestimento em ouro (Gold Electrodes Set with 1,5 mm DIN socket, Roland Consult). A pele foi previamente limpa com etanol a 70%, para logo após ser tratada com pastas escarificadora (NuPrep Gel for Skin Preparation, Roland Consult) e condutora (TEN 20 Conductive and Adhesive Paste, Roland Consult), respectivamente. Esse procedimento foi necessário para reduzir a resistência de contato entre a pele e o eletrodo.

Os filtros do amplificador foram configurados para estabelecer uma banda passante de 6 a 500 Hz, equivalente a faixa onde está concentrada a maior energia espectral do sinal. A saída do

amplificador foi conectada a um sistema de aquisição de dados onde os sinais eletromiográficos foram digitalizados em um conversor análogo/digital de 16-bits em uma frequência de amostragem de 5 kHz (1440A, Molecular Devices Inc.) (Figura 1).

Os sinais previamente condicionados foram processados para retificar, filtrar os componentes de altas frequências, calcular o valor eficaz ou RMS e criar a envoltória de mais baixa frequência ou envelope (MATLAB 2015a, The MathWorks, Inc.).

2.1 Microcontrolador

Os dados foram então enviados à uma plataforma de desenvolvimento Galileo Gen I (Figura 2), Intel Corporation que é uma placa microcontroladora com um sistema de 32-bit desenvolvida para ter compatibilidade de software com o ambiente de desenvolvimento Arduino. Este também possui inúmeras portas E/S padrão para PC e recursos para expandir o uso e capacidades nativas além do ecossistema protegido do Arduino que através do arquivo COM32.m da biblioteca de comunicação do MATLAB (Daq_duino v1), reduzindo consideravelmente o atraso da resposta entre os sinais já processados em potenciais elétricos proporcionais a atividade eletromiográfica e os movimentos de flexão e extensão do antebraço.



Figura 1. (A) amplificador diferencial 15A54. (B) Conversor A/D de 16 bits 1440A.

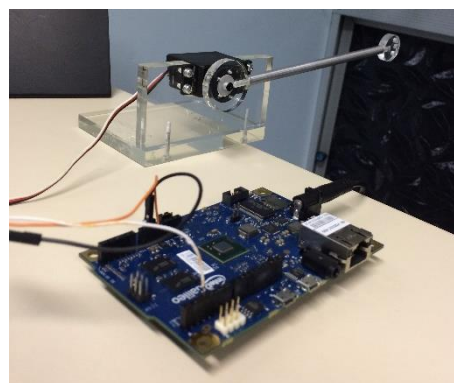


Figura 2. Galileo Gen 1 ligado ao protótipo.

2.2 Servomecanismo

Os servomotores são dispositivos eletromecânicos especiais que operam em graus precisos de rotação. Este tipo de motor responde rapidamente a sinais positivos ou negativos de um servo amplificador. Velocidade, torque e controle de direção rápidos e precisos são a marca das características de um servomotor (LYNXMOTION Inc, (2016).

São usados em várias aplicações quando se deseja movimentar algo de forma precisa e controlada. Sua característica mais marcante é sua capacidade de movimentar os braços até uma posição e mantê-lo, mesmo quando sofre uma força em outra direção. Seu circuito é alimentado com tensões 5V e recebe um sinal no formato PWM (Pulse Width Modulation), este sinal é 0V ou 5V. A simulação dos movimentos do antebraço foi realizada através de um servo-motor (S3004, Futaba Co.). O circuito do servo fica monitorando este sinal em intervalos de 20ms. Se nesse intervalo de tempo, o controle detecta uma alteração do sinal na largura do pulso, ele altera a posição do eixo para que a sua posição coincida com o sinal recebido.

Conectado à uma das portas (A9) da plataforma de desenvolvimento e montado sobre uma base de acrílico cristal com 80 x 80 mm e 10 mm de espessura. Isso evitou o deslocamento do conjunto pela mudança brusca de posição induzida pelo servomotor. Uma haste cilíndrica construída em alumínio com 6 mm de diâmetro e 170 mm de comprimento que foi fixada ao eixo de rotação do servo através de um disco de acrílico com 30 mm de diâmetro e 6 mm de espessura (Figura 2).

2.3 Interface GUIDE

A apresentação dos dados, assim como, o controle para iniciar e parar a ação da variação de tensão elétrica do sinal de envelope sobre o servomotor, foi realizada através de uma interface gráfica para usuários (GUIDE, MATLAB 2015a, The MathWorks, Inc.) que permitiu gerar recursos gráficos e comandos mais facilmente, como pode ser observado na Figura 3A e 3B.

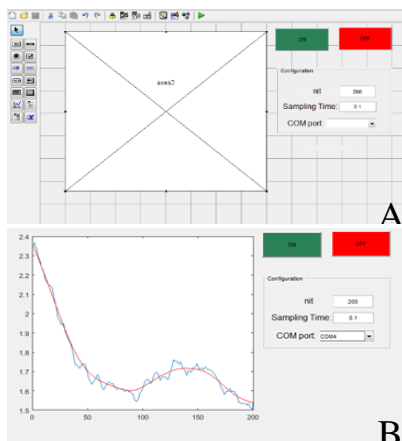


Figura 3. (A e B) Tela mostrando o esboço da interface gráfica



Figura 4. Servo-moto Futaba(S3004)

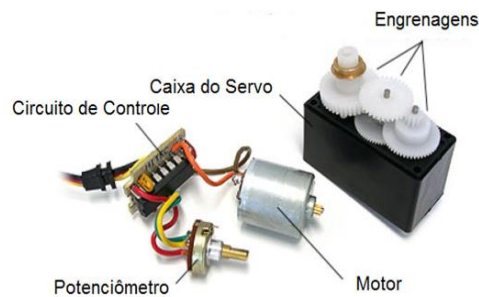


Figura 5. Esquema interno de um servo motor.

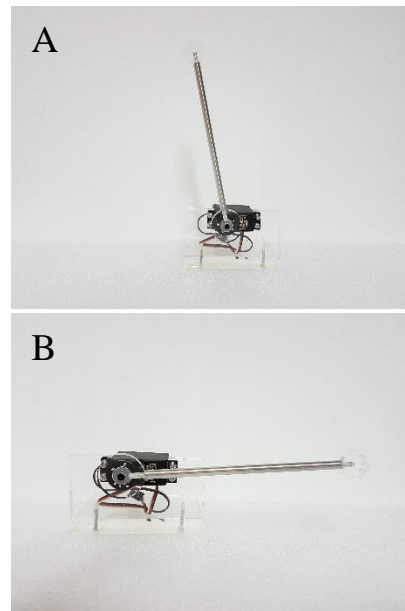


Figura 6. A e B mostram o servo mecanismo nas posições de flexão e extensão respectivamente.

2.4 Equação para o cálculo do RMS

$$V_{rms}(emg) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^N (v[n]EMG^2)}$$

Onde:

- $V_{rms}(emg)$ é o valor RMS

- $v[n]$ EMG é o valor instantâneo
- N é o tamanho da janela, em amostras que é dado por $N = f_{amostragem} * janela$

3 Resultados

Os resultados foram satisfatórios mesmo com as limitações técnicas apresentadas no projeto. O *script* (SampleUsage.m) rodado em ambiente MATLAB (Anexo 1) precisou de um programa interpretador (Abf2load.abf) para ler os arquivos gerados pelo programa de registro (Axoscope, Molecular Devices Inc.) e gerar as figuras (Figura 3). A plataforma de desenvolvimento escolhida inicialmente (Mega, Arduino) não apresentou o desempenho esperado, pois devido ao volume de dados envolvido no processamento, houve um considerável atraso entre o registro da atividade mioelétrica e o acionamento do servo. Por isso, a plataforma foi substituída por uma outra (Galileo Gen I, Intel Corporation) com maior volume de processamento. O servo mecanismo apresentou bom desempenho na execução dos movimentos de flexão e extensão. Pequenas oscilações foram corrigidas aumentando o número de ordens (40ª. ordem) do filtro responsável pela geração da função envelope.

Na primeira imagem o registro bruto nos eixos X mostra o tempo medido em segundos e Y a amplitude em μV (microvolts), ambos positivos e negativo. À medida que o sujeito contrai o musculo, o número e a amplitude das linhas aumentam; quando o musculo relaxa elas diminuem. Na figura B o sinal já retificado em onda completa para aproveitar os dois semiciclos da rede. Isso torna a filtragem muito mais simples e eficiente. Também há um certo grau de isolamento, permitindo seu uso em conexões diretas na rede com relativa segurança.

O valor RMS ou Root Mean Square é uma técnica para retificação do sinal bruto e converte-lo em uma amplitude envelope, para facilitar a visualização. Representando a potência média do sinal. O nível de suavização pode ser ajustado no sinal RMS.

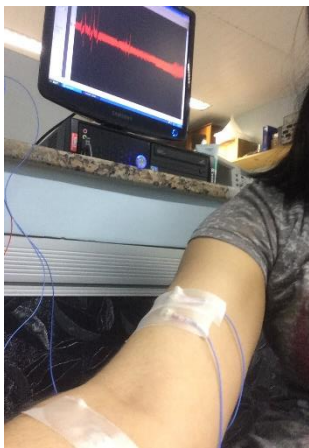


Figura 7. Registro eletromiográfico com o sinal bruto.

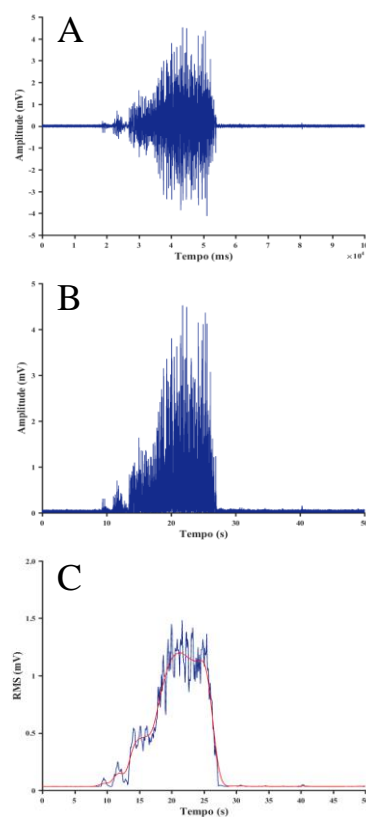


Figura 8. (A) Registro eletromiográfico bruto. (B) Registro retificado em onda completa. (C) Valor em RMS (azul) com sobreposição do respectivo envelope (vermelho).

4 Conclusão

O principal objetivo desse trabalho é movimentar um servo motor a partir de sinais musculares. Os testes foram feitos na mesma pessoa com vários estímulos diferentes. Ambos conseguiram movimentar o servo. As análises foram feitas com cada estímulo individualmente, até encontrar um sinal com menor interferência. O sinal escolhido para a análise final foi filtrado, retificado e suavizado de acordo com os parâmetros musculares da estimulação feita, que imitou a flexão e extensão do antebraço. No entanto, alguns ajustes devem ser adicionados para aumentar a eficiência do conjunto.

Em trabalhos futuros pretende-se construir uma prótese biomecânica de baixo custo para indivíduos portadores de necessidades especiais, principalmente, aqueles com capacidade motora comprometida.

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Manoel da Silva Filho por ceder seu laboratório para a execução do projeto e pela leitura final do manuscrito.

Referências Bibliográficas

1. Graupe D, Salahi J, Kohn KH (1982) Multifunctional prosthesis and orthosis control via microcomputer identification of temporal pattern differences in single-site myoelectric signals. *J Biomed Eng* 4(1):17–22
2. Artemiadis PK, Kyriakopoulos KJ (2010) EMG-based control of a robot arm using low-dimensional embeddings. *IEEE Trans Robot* 26(2):393–398
3. Vogel J, Castellini C, van der Smagt PP (2011) EMG-based teleoperation and manipulation with the DLR LWR-III. In: *IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems (IROS)*, San Francisco, pp 672–678
4. Cipriani C, Zaccone F, Micera S, Carrozza MC (2008) On the shared control of an EMG-controlled prosthetic hand: analysis of user prosthesis interaction. *IEEE Trans Robot* 24(1):170–184
5. Lucas L, DiCicco M, Matsuoka Y (2004) An EMG-controlled hand exoskeleton for natural pinching. *J Robot Mech* 16(5):482–488
6. Zajac FE (1986) Muscle and tendon: properties, models, scaling and application to biomechanics and motor control. In: Bourne JR (ed) *CRC critical reviews in biomedical engineering*, vol 19, no 2. CRC, Boca Raton, pp 210–222
7. Fukuda O, Tsuji T, Kaneko M, Otsuka A (2003) A human-assisting manipulator teleoperated by EMG signals and arm motions. *IEEE Trans Robot Autom* 19(2):210–222
8. Bitzer S, van der Smagt P (2006) Learning EMG control of a robotic hand: towards active prostheses. In: *Proceedings 2006 IEEE international conference on robotics and automation (ICRA)*, Orlando, May 2006, pp 2819–2823
9. Takahashi K, Nakauke T, Hashimoto M (2007) Remarks on hands-free manipulation using bio-potential signals. In: *IEEE international conference on systems, man and cybernetics*, Montreal, Oct 2007, pp 2965–2970
10. Hill A (1938) The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc R Soc Lond Ser B* 126(843):136–195
11. Smith RJ, Tenore F, Huberdeau D, Etienne-Cummings R, Thakor NV (2008) Continuous decoding of finger position from surface EMG signals for the control of powered prostheses. In: *30th annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society, EMBS*, Vancouver, Aug 2008, pp 197–200
12. LYNXMOTION Inc. (2016) Lynxmotion [Online] <http://what-when-how.com/motors-and-drives/servomotors-general-principles-of-operation-introduction-motors-and-drives/>.