

RESUMO

A eletromiografia (EMG) é a disciplina que lida com a detecção, a análise e o uso do sinal elétrico que emana da contração de um músculo, também conhecido como sinal mioelétrico [1]. Uma das formas de adquirir esse sinal é através de eletrodos de superfície, posicionados sobre a pele de uma determinada região de interesse. Desta forma, este projeto de iniciação científica tem a finalidade de desenvolver um sistema capaz de adquirir, condicionar e transferir sinais mioelétricos para um computador, para que sejam usados, por exemplo, no controle de uma mão robótica.

Palavras-chave: eletromiografia, músculo, mioelétrico, eletrodo, superfície, adquirir, condicionar.

1 INTRODUÇÃO

O corpo humano pode ser considerado uma “máquina” perfeita, no sentido de que todas as suas partes trabalham em harmonia umas com as outras. A maioria das pessoas controla essa máquina naturalmente no seu dia a dia, exceto quando um distúrbio é provocado, devido a doenças ou lesões que resultem na perda de funcionalidades do corpo.

A ausência de membros é um exemplo de distúrbio que modifica profundamente a vida de uma pessoa, pois tarefas simples como caminhar e segurar objetos com as mãos podem tornar-se extremamente difíceis ou impossíveis de serem executadas. Por isso, uma das soluções adotadas para restabelecer parte desse tipo funcionalidade perdida é o uso de membros artificiais.

Desde a criação dos primeiros membros artificiais, um dos grandes desafios dos pesquisadores tem sido o aperfeiçoamento destas ferramentas a fim de que possam ser controladas da maneira mais natural possível pelos pacientes [2] [3] [4]. O controle atual dessas próteses baseia-se principalmente na análise de duas classes de fontes de sinais: biomecânica e bioelétrica. Na biomecânica são considerados estudos sobre o movimento de partes do corpo, as alterações nas propriedades de um componente do corpo como resultado de uma atividade mecânica e o controle do fluxo de ar. Já na bioelétrica são analisados sinais elétricos resultantes de atividades cerebrais, neurais, oculares e musculares – que são os sinais de interesse para este trabalho.

O estudo da dinâmica muscular baseia-se num princípio estabelecido há mais de 200 anos por Galvani [4], segundo o qual um músculo esquelético se estimulado eletricamente contrai-se e, por outro lado, produz corrente elétrica quando se contrai voluntariamente. Essa ideia também é o principal fundamento da Eletromiografia, disciplina que lida com a detecção, a análise e o uso do sinal elétrico que emana da contração muscular, também chamado de sinal mioelétrico.

A Eletromiografia de Superfície possibilita a aquisição desse sinal sem procedimentos invasivos, utilizando eletrodos sobre a pele, conhecidos como

eletrodos de superfície [1], na região de interesse. Porém, uma das desvantagens desse método é a presença de uma quantidade maior de ruído do que nos métodos invasivos, distorcendo o sinal mioelétrico, já que o mesmo não é adquirido diretamente do músculo.

Para lidar com esse tipo de problema é necessário utilizar amplificadores e filtros adequados na etapa de aquisição. Portanto, este trabalho buscará desenvolver um sistema de aquisição e condicionamento de sinais mioelétricos de músculos do antebraço a partir de eletrodos de superfície, digitaliza-los e transmiti-los para um computador. Uma vez armazenadas, estas informações poderão ser utilizadas, por exemplo, para o controle de uma mão robótica.

1.1 OBJETIVOS

O objetivo principal deste trabalho é implementar um conjunto de hardware e software, de baixo custo, que realizará a aquisição de múltiplos sinais mioelétricos simultaneamente.

De forma específica, o projeto também buscará:

- Minimizar artefatos e ruído na etapa de aquisição do sinal de interesse;
- Aplicar filtros analógicos que condicionem o sinal à faixa de frequência desejada;
- Digitalizar o sinal e enviá-lo para um computador, preferencialmente via porta USB;
- Realizar os passos anteriores para múltiplas capturas de sinais mioelétricos, simultaneamente, ou seja, para múltiplos canais.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo será apresentada a fundamentação teórica necessária para o entendimento básico das características do sinal mioelétrico, assim como os princípios do circuito elétrico responsável pela aquisição e condicionamento do mesmo.

2.1 CARACTERÍSTICAS DO SINAL MIOELÉTRICO E SUA AQUISIÇÃO

Os músculos esqueléticos são formados por fibras musculares que são organizadas em feixes, compostos por fios finos de duas moléculas de proteínas (actina e miosina). Quando um potencial de ação é disparado pelo nervo motor associado a um grupo de fibras musculares ocorre o processo de contração muscular, provocando o deslocamento das fibras de actina e miosina (**figura 1**). A soma desses potenciais gerados pelas fibras musculares, quando as mesmas são excitadas por neurônios motores, compõe o sinal mioelétrico. Desta forma, ele é a manifestação de uma ativação neuromuscular associada a uma contração muscular.

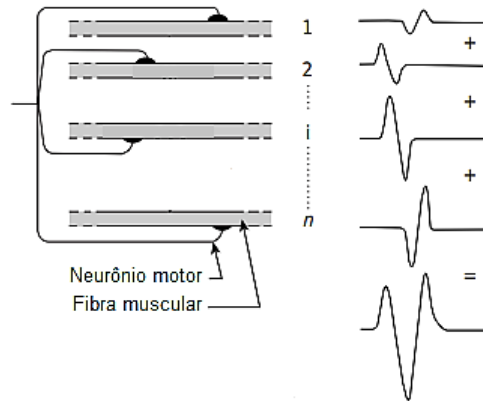


Figura 1. Representação da geração do potencial de ação de uma unidade motora, que é formado pelo potencial individual das fibras musculares.

Um exemplo de sinal mioelétrico pode ser visto na **figura 2**. Nele, o sinal inicia com uma baixa amplitude que, quando expandida, revela os potenciais de ação individuais associados à atividade contrátil de fibras musculares (individuais ou um pequeno grupo). À medida que a força resultante da contração muscular aumenta, mais fibras são ativadas e a taxa de ativação delas também aumenta. De maneira correspondente, a amplitude do sinal cresce tomando a forma e as características de uma variável de distribuição Gaussiana [1].

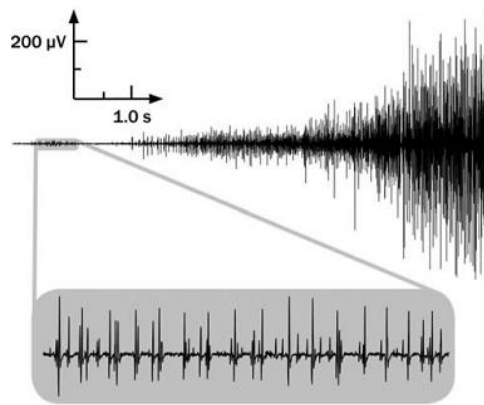


Figura 2. Sinal mioelétrico capturado a partir de eletrodos sobre a pele. O sinal cresce em amplitude à medida que a força produzida por um músculo aumenta.

Uma das formas para se adquirir sinais mioelétricos, como o da **figura 2**, é através de eletrodos de superfície. Sua função é converter a corrente iônica bioelétrica em uma corrente formada por elétrons. Os materiais mais utilizados para sua composição são Prata/Cloreto de Prata (Ag/AgCl) e Prata (Ag) [6]. Sua principal vantagem é a facilidade e padronização na aplicação, por ser uma técnica não invasiva. Porém, apresenta limitações como: a atenuação causada pelo tecido subcutâneo, a possível contaminação do registro por atividade elétrica oriunda de outros músculos ou grupos musculares, conhecida na literatura por *cross-talk*, e interferências eletromagnéticas, provenientes da proximidade de equipamentos eletrônicos e da rede elétrica e do movimento dos cabos.

Para o registro da atividade muscular pode-se utilizar uma configuração bipolar, em que dois eletrodos são colocados sobre o músculo de interesse e o potencial entre eles é registrado em relação a uma referência - geralmente um eletrodo localizado em outra parte do corpo, descorrelacionada da que se está trabalhando. A partir dessa configuração é possível minimizar o ruído comum aos sinais adquiridos pelos eletrodos de detecção através de um amplificador diferencial. A **figura 3** apresenta um esquema desse arranjo.

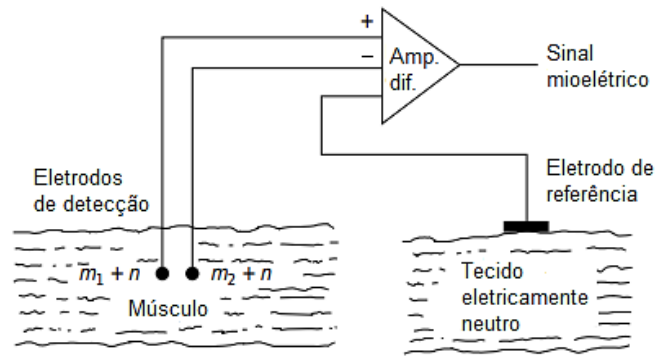


Figura 3. Detecção com arranjo bipolar. Neste tipo de configuração os sinais mioelétricos são considerados diferentes (m_1 e m_2), enquanto o ruído é similar (n).

Existem outras duas características importantes a cerca dos sinais adquiridos na Eletromiografia de Superfície. A primeira delas diz respeito à amplitude do sinal. Sua faixa típica está entre 0 e 10 mV (pico a pico) [7] e deve ser considerada no projeto de ganho do circuito de aquisição. A outra característica fundamental refere-se à largura de banda do sinal, que encontra-se no intervalo de 0 a 500 Hz [7], e pode ser utilizada na definição dos parâmetros do circuito de condicionamento.

2.2 AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO

Os amplificadores operacionais (amp-ops) são o bloco básico da Eletrônica Analógica [8]. O amp-op clássico é chamado de amplificador diferencial, já que amplifica a diferença entre dois sinais em suas duas entradas. Porém, é um circuito construído de tal forma que suas características de operação podem ser alteradas pelo tipo e intensidade de realimentação que ele recebe.

Como mostra a **figura 4**, o amplificador operacional possui duas entradas, uma inversora (V_-) e outra não-inversora (V_+), e um terminal de saída (V_o) referenciado ao mesmo ponto comum (terra) das duas fontes de tensão simétricas que o alimentam ($+V_{cc}$ e $-V_{cc}$). Na **figura 5** é apresentado um modelo mais detalhado de um amp-op, que de maneira ideal possuiria: ganho de tensão (A), impedância de entrada (Z_{in}), resposta de frequência e taxa de rejeição para sinais em modo comum infinitos; e também impedância de saída (Z_{out}) nula [8]. A taxa de rejeição em modo-comum (CMRR – *Common-Mode Rejection Rate*) é a medida da

habilidade do amp-op em rejeitar sinais que são comuns a ambas as entradas, como ruídos e interferências eletromagnéticas.

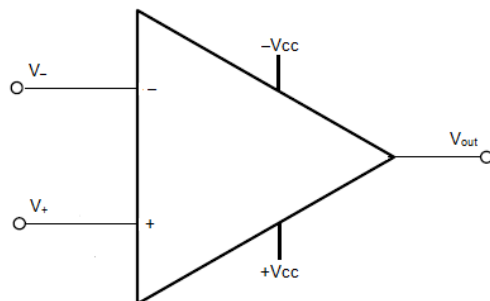


Figura 4. Representação de um amplificador operacional (amp-op), em que suas entradas são V_- e V_+ , suas tensões de alimentação simétrica são $+V_{cc}$ e $-V_{cc}$ e sua saída V_o .

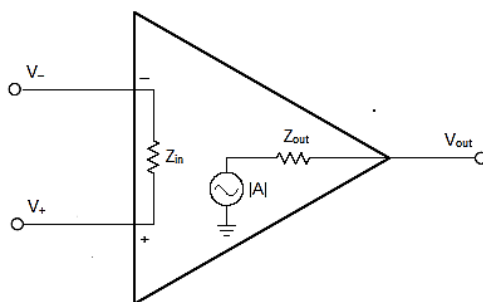


Figura 5. Representação detalhada de um amp-op, em que $|A| = V_{out} / (V_+ - V_-)$.

Um amplificador operacional real, em *loop* aberto, não tem qualquer aplicação prática. Nessa configuração, seu elevadíssimo ganho de tensão faz com que ele fique muito sensível, a ponto de mesmo sem qualquer sinal aplicado às suas entradas o amp-op fique tão instável que sua saída satura ora em uma tensão de alimentação simétrica ora em outra, sem qualquer controle [8]. Portanto, em muitas aplicações utiliza-se a realimentação negativa para solucionar este problema, assim como a associações de amplificadores e outros componentes, a fim de aproximar-se das característica de um amplificador ideal.

A configuração do amplificador de instrumentação, utilizada para registrar a diferença entre duas tensões, é capaz de atingir elevados CMRR, impedância de entrada e pequenos ganhos [8]. Isso é feito utilizando-se três amplificadores, dois com a função de *buffer* – que é um repetidor de sinal - nas entradas e um com a função de subtrair essas tensões e amplificá-las, como apresenta a **figura 6**. Devido

a essas características, o amplificador de instrumentação é comumente usado na aquisição de sinais biomédicos. Sua equação de saída é dada pela **equação 1**:

$$V_{out} = (V_2 - V_1) * \left(1 + \frac{2 * R_2}{R_1}\right) * \left(\frac{R_4}{R_3}\right) \quad (1)$$

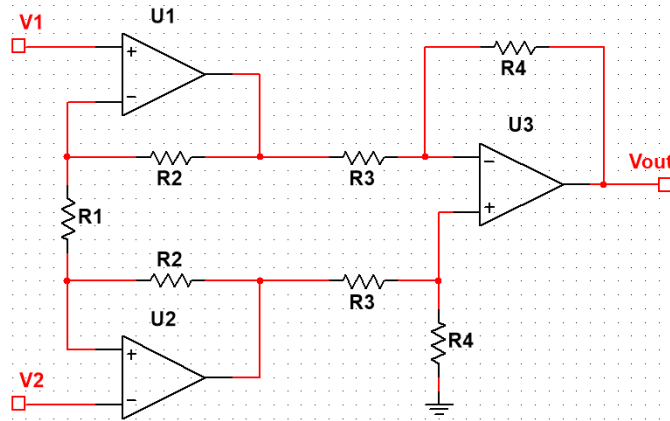


Figura 6. Esquema do circuito elétrico um amplificador de instrumentação, com tensão de saída fornecida pela **equação 1**.

2.3 FILTROS ATIVOS

Na Eletrônica, um filtro é um circuito que aceita em sua entrada sinais elétricos de amplo espectro de frequências e apresenta na saída esses sinais atenuados, quando os mesmos encontram-se fora de uma faixa de frequência selecionada. De acordo com esse intervalo de frequência os filtros podem ser classificados em: passa-baixas, passa-altas, passa-faixa e rejeita-faixa [9].

Os filtros passa-baixas (LPF – *Low Pass Filter*) são aqueles que deixam “passar” somente os sinais que estejam abaixo de uma determinada frequência, chamada frequência de corte, e bloqueiam todas as outras acima dessa. Os filtros passa-altas (HPF – *High Pass Filter*) permitem a passagem de sinais com frequências acima da de corte. Os passa-faixa (BPF – *Band Pass Filter*) são aquelas que possuem frequências de corte inferior e superior, permitindo a passagem de sinais dentro do intervalo definido por essas duas frequências. Por fim, os filtros rejeita-faixa (BRF – *Band Reject Filter*) bloqueiam todos os sinais dentro de duas frequências de corte e permitem a passagem de todas as outras.

Os filtros em Eletrônica ainda podem ser do tipo passivo – quando são construídos com resistores e capacitores – ou ativo – quando também utilizam transistores e circuitos integrados, como os amp-ops [9]. A amplitude do sinal tomado na saída de um filtro passivo é sempre atenuada por seus componentes e pode ainda ter sua resposta em frequência alterada pela impedância do circuito a ele conectado. Nas aplicações em que se deseja minimizar tais problemas os filtros ativos são utilizados, já que, por exemplo, os amplificadores operacionais presentes nesses filtros podem ter elevada impedância de entrada e o ganho de tensão é controlado.

3 DESENVOLVIMENTO

Neste capítulo serão apresentadas as etapas do trabalho desenvolvidas, assim como os resultados parciais obtidos. Essas etapas incluem: o projeto de um circuito para aquisição e condicionamento de um sinal mioelétrico, utilizando-se uma configuração bipolar de eletrodos, e a confecção e o teste de uma placa de circuito impresso para esse projeto.

3.1 PROJETO DO CIRCUITO DE AQUISIÇÃO E CONDICIONAMENTO

Na **figura 7** é apresentado o esquema do circuito de condicionamento do sinal mioelétrico. Basicamente ele é composto por um amplificador de instrumentação (**figura 6**), ao qual foi adicionado um circuito de referência formado pelo amp-op U4. Os eletrodos que fornecem a saída diferencial V_{out1} são conectados aos terminais V_1 e V_2 e o eletrodo de referência ao terminal V_{ref} . Seu ganho G_1 , obtido a partir da **equação 1**, é dado por:

$$G_1 = \left(1 + \frac{2 * R2}{R1}\right) * \left(\frac{R4}{R3}\right), \quad (2)$$

Escolhendo-se os valores $R1 = 15k\Omega$, $R2 = 47k\Omega$, $R3 = R4 = R6 = 10k\Omega$, $R5 = 22k\Omega$, $R7 = 1M\Omega$ e $C1 = 100 \text{ nF}$ o ganho G_1 da **equação 2** é aproximadamente igual a 7,3.

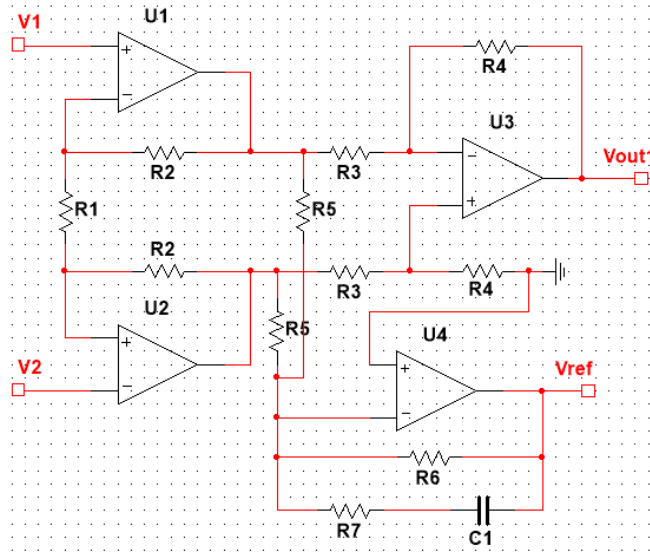


Figura 7. Circuito de aquisição do sinal mioelétrico a partir da configuração bipolar de eletrodos. Os eletrodos conectados aos terminais V_1 e V_2 fornecem a saída diferencial V_{out1} e o eletrodo de referência é contado ao terminal V_{ref} .

O circuito de condicionamento é composto por dois filtros ativos, primeiro um passa-alta e, em seguida, um passa-baixa, como mostra a **figura 8**. As frequências de corte dos filtros passa-alta (f_{c1}) e passa-baixa (f_{c2}) são dadas pelas **equações 3 e 4**. O filtro passa-alta também aplica um ganho (G_2) à sua entrada, que é dado pela **equação 5**.

$$f_{c1} = 1/(C1 * R3) \quad (3)$$

$$f_{c2} = 1/(2\pi * R4 * C2) \quad (4)$$

$$G_1 = R1/R3 \quad (5)$$

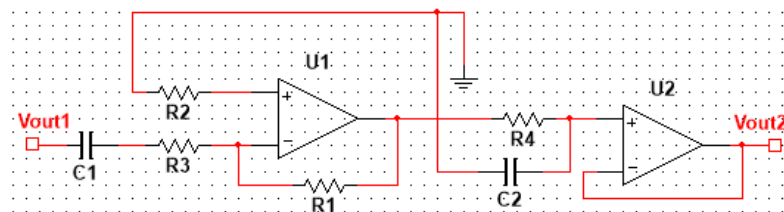


Figura 8. Circuito de condicionamento do sinal mioelétrico composto por filtros ativos passa-alta (amp-op U1) e passa-baixa (amp-op U2).

Escolhendo-se os valores $R1 = R2 = 56 \text{ k}\Omega$, $R3 = 1 \text{ k}\Omega$, $R4 = 47 \text{ k}\Omega$, $C1 = 2200 \text{ uF}$ e $C2 = 6,8 \text{ nF}$ as frequências das **equações 3 e 4** são aproximadamente

iguais a 0,2 Hz e 500 Hz e o ganho G_2 da **equação 5** é igual a 56. Com isso o ganho final do circuito de aquisição e condicionamento é dado por

$$G = G_1 * G_2 = 408,8$$

3.2 TESTES COM PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO

A partir do projeto apresentado nas **figuras 7 e 8** foi construída uma placa de circuito impresso para captura de sinais mioelétricos, como mostra a **figura 9**. Para isso foram utilizados os amp-ops do circuito integrado (CI) TL084, da Texas Instruments, representados por U1 e U2. A disposição desses amplificadores nos CIs pode ser observada na **figura 10**.

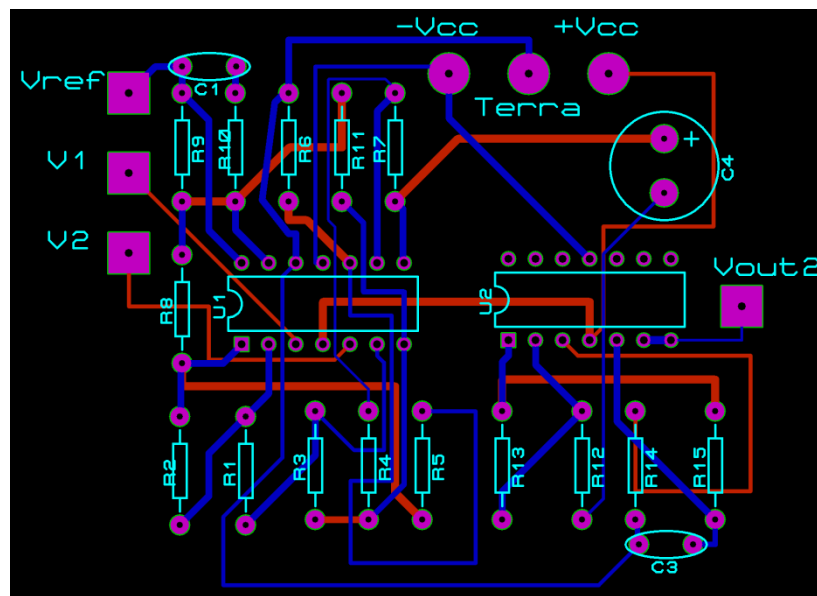


Figura 9. Desenho circuito para captura do sinal mioelétrico. As linhas vermelhas encontram-se na face superior da placa enquanto as azuis na parte inferior.

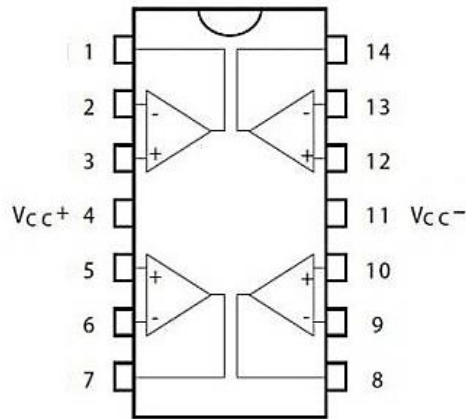


Figura 10. Disposição dos amplificadores operacionais em um CI TL084, com pinagem enumerada.

Os sinais de teste foram obtidos ao se posicionar os eletrodos de captura no antebraço e o eletrodo de referência nas costas, próximo ao ombro, como mostra a **figura 11**.



Figura 11. Posicionamento dos eletrodos de superfície, segundo a configuração bipolar, para captura de um sinal mioelétrico gerado pela atividade muscular no antebraço.

Executando-se movimentos de abertura e fechamento da mão por inteiro ou de um conjunto de dedos foram capturados, através de um osciloscópio, os sinais mioelétricos apresentados nas figuras 12, 13 e 14. Observa-se que esses atendem as características citadas na seção 2.1 do capítulo 2 deste relatório e também são semelhantes às formas de sinal encontradas em outros trabalhos da literatura [1] [3] [5] [6] [7].

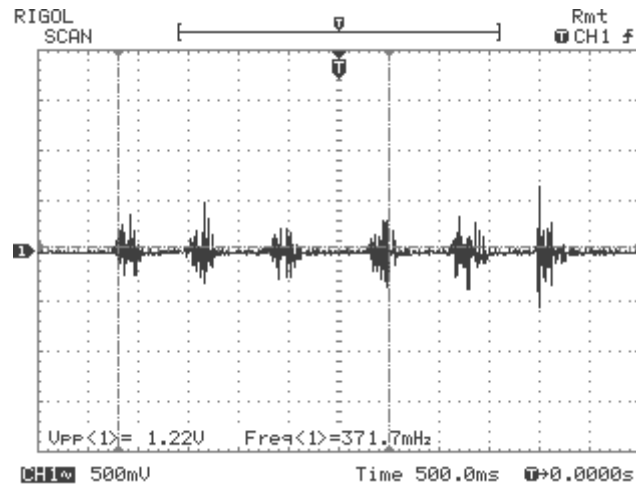


Figura 12. Captura de sinal mioelétrico no antebraço ao se abrir e fechar a mão.

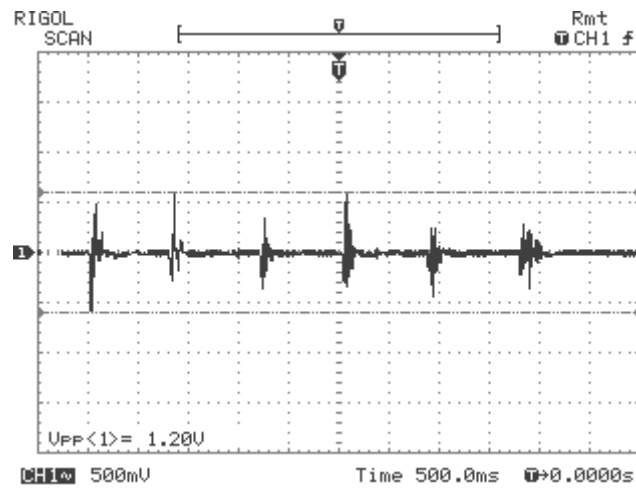


Figura 13. Captura de sinal mioelétrico no antebraço ao se abrir e fechar os dedos anular e mínimo.

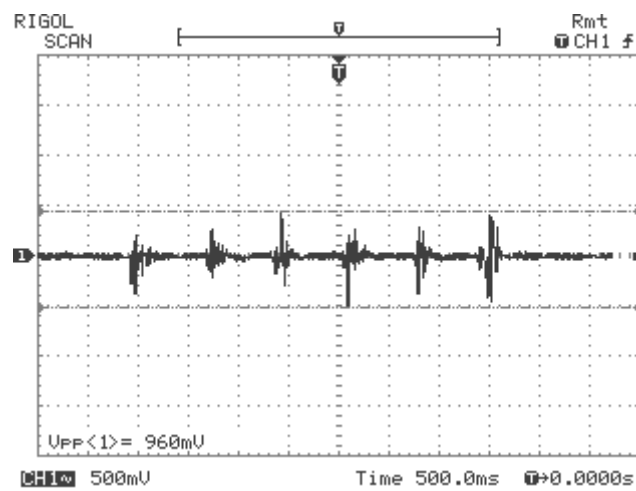


Figura 14. Captura de sinal mioelétrico no antebraço ao se abrir e fechar os dedos indicador e médio.

4 CONCLUSÃO

A Eletromiografia de Superfície tem uma grande importância em aplicações práticas, como no controle de próteses artificiais. Além disso, continua sendo alvo de pesquisas, pela sua facilidade de utilização. No entanto, necessita de circuitos capazes de lidar com a grande quantidade de ruído que distorce o sinal mioelétrico durante a sua captura.

Este trabalho busca desenvolver um conjunto de hardware e software, de baixo custo, capaz de efetuar a aquisição e o condicionamento de sinais mioelétricos de forma satisfatória. Até o presente momento, foram estudados os fundamentos teóricos necessários para a concepção desse sistema. A partir disso, desenvolveu-se uma placa de captura de um sinal mioelétrico que utiliza a configuração bipolar de eletrodos.

Os resultados obtidos mostraram-se dentro do esperado, pois se assemelham as características estudadas e aos resultados de outros trabalhos da literatura. Portanto, os próximos passos irão consistir em utilizar o modelo criado como base para uma placa de captura simultânea de múltiplos sinais mioelétricos e também a transferência desses dados para um computador.

REFERÊNCIAS

- [1] DE LUCA, C.J. *Electromyography*. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, 2 ed., 98-109, 2006.
- [2] DE LUCA, C.J. *The Use of Surface Electromyography in Biomechanics*. Journal of Applied Biomechanics, 13, 135-163, 1997.
- [3] BALBINOT, A., JUNIOR, A. S., FAVIEIRO, G. W. *Decoding Arm Movements by Myoelectrics Signal and Artificial Neural Networks*. Intelligent Control and Automation, 4, 87-93, 2013.

- [4] LI, G., SCHULTZ, A.E., KUIKEN, T.A. *Quantifying Pattern Recognition – Based Myoelectric Control of Multifunctional Transradial Prosthesis*. IEEE Trans. Neural Syst. Rehab. Eng., vol. 18, nº 2, pp. 185–192, 2010.
- [5] BASMAJIAN, J.V., DE LUCA, C.J. *Muscle Alive: Their Function Revealed by Electromyography*. 5 ed., Williams & Wilkins, 1985.
- [6] FORTI, F. *Análise do Sinal Eletromiográfico em Diferentes Posicionamentos, Tipos de Eletrodos, Ângulos Articulares e Intensidade de Contração*. Universidade Metodista de Piracicaba, 2005.
- [7] DE LUCA, C.J. *Surface Electromyography: Detection and Recording*. DelSys Incorporated, 2002.
- [8] JUNG, W.G. *Op Amp Applications Handbook*. 1 ed., Elsevier, 2004.
- [9] JUNIOR, A.P. *Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos*. 6 ed., Bookman, 2007.