



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E TECNOLOGIA
COORDENAÇÃO DE PESQUISA

PROGRAMA INSTITUCIONAL DE BOLSAS DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA - PIBIC

**PROCESSAMENTO E CLASSIFICAÇÃO
DE SINAL DE MIOGRAFIA**

Área do conhecimento: Eletromiografia

Subárea do conhecimento: Eletromiografia de superfície

Especialidade do conhecimento: Interatividade e acessibilidade (*Graphics*)

Relatório Parcial

Este projeto é desenvolvido com bolsa de iniciação científica
PIBIC/CNPq

São Cristóvão – Sergipe

2018

Sumário

1	Atividades Realizadas	2
2	Justificativas de Alteração no Plano de Trabalho	3
3	Outras Atividades	4
4	Revisão da Literatura	5
5	Metodologia	7
5.1	MyoCap	7
5.2	Somador inversor	8
5.3	Placa Tiva	8
5.4	Software de captura	9
6	Resultados preliminares	11
	Referências	13

1

Atividades Realizadas

Os seis primeiros meses de desenvolvimento deste trabalho foram baseados no cronograma de atividades da Tabela 1. Portanto, nessa primeira fase buscou-se projetar e implementar, em *Python*, um software de captura de sinais mioelétricos a partir da plataforma de aquisição MyoCap. Essa plataforma foi desenvolvida previamente, como projeto de iniciação científica, para que fosse possível a realização deste plano de trabalho.

Além de um software de captura, também foi necessário implementar um firmware, na linguagem *C*, para placa Tiva TM4C123G, responsável pela digitalização e envio dos sinais para um computador. Com isso, também foi preciso um estudo sobre como programar microcontroladores.

Atividade	2017					2018						
	Ago	Set	Out	Nov	Dez	Jan	Fev	Mar	Abr	Mai	Jun	Jul
Atividade 1	x	x	x	x	x							
Atividade 2												

Tabela 1 – Cronograma de atividades. Atividade 1: Implementação do software de captura. Atividade 2: Implementação da rede neural.

2

Justificativas de Alteração no Plano de Trabalho

Não houve alterações de grande relevância neste plano de trabalho. Apenas incluiu-se o desenvolvimento de uma camada de firmware, para que os sinais fossem digitalizados e enviados para um computador. Neste sentido, também foi necessário um estudo sobre microcontroladores, a fim de aprender como programá-los e selecionar qual dispositivo atenderia as necessidades da aplicação. Além disso, foi preciso projetar um circuito capaz de adequar os sinais de saída da MyoCap às entradas da placa Tiva.

3

Outras Atividades

Durante a primeira etapa de execução deste plano de trabalho foi redigido um artigo para submissão no *IEEE Symposium on Computers and Communications (ISCC)*, que ocorrerá em Junho de 2018, na cidade de Natal. O título do artigo é *Low cost hardware and software platform for multichannel surface electromyography* (Plataforma de hardware e software de baixo custo para eletromiografia de superfície multicanal), que aborda também em seu conteúdo o firmware e o software de captura desenvolvidos até o momento.

A submissão foi realizada no mês de Janeiro e em Março é esperado o resultado de aceitação.

4

Revisão da Literatura

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 (De Luca, 1997; BALBINOT; JÚNIOR; FAVIEIRO, 2013; LI; SCHULTZ; KUIKEN, 2010). 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 (GALVANI, 1791), segundo o qual um músculo esquelético estimulado eletricamente se contrai 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 (De Luca,

2006) – 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 ele não é adquirido diretamente do músculo.

Para lidar com esse tipo de problema é necessário utilizar amplificadores diferenciais e filtros que atenuem artefatos fora da faixa de frequência do sinal mioelétrico. Produtos comerciais, como o MyoWare (SparkFun Electronics, 2018) são capazes de adquirir sinais mioelétricos dessa maneira. Essa plataforma disponibiliza na sua saída o sinal amplificado, sem uma etapa de conversão Analógico-Digital (A/D). Além disso, possui apenas um canal de aquisição, o que não é almejado por projetos que busquem informações suficientes para o controle de próteses robóticas.

Uma opção mais versátil é proposta por Supuk (SUPUK; SKELIN; CIC, 2014). Sua plataforma possui 8 canais de captura simultânea de sinais mioelétricos. A conversão A/D é feita pela placa PCI-6034E, da Texas Instruments, que possui um alto custo e requer um computador desktop para sua utilização.

Em busca de uma maior versatilidade para aplicações que exijam múltiplos canais, foi desenvolvida a plataforma MyoCap (SILVA, 2017), como projeto de iniciação científica do Programa Institucional de Bolsas de Iniciação Científica (PIBIC) entre os anos de 2016 e 2017. Essa plataforma é capaz de realizar a aquisição de 4 sinais mioelétricos simultaneamente.

Neste plano de trabalho, busca-se utilizar a plataforma MyoCap para captura de sinais mioelétricos e, em seguida, digitalizar esses sinais para que sejam visualizados em uma interface gráfica e analisados futuramente para o controle de próteses robóticas.

5

Metodologia

Esta seção apresentará os detalhes da arquitetura e da implementação do sistema para aquisição de sinais mioelétricos. A Figura 1 mostra a arquitetura do sistema proposto.

Observa-se que os eletrodos devem ser aderidos sobre a pele humana e conectados a entrada da MyoCap, que apresentará em sua saída os sinais mioelétricos na sua forma analógica. Em seguida, esses sinais serão adequados através de um somador inversor para que possam ser recebidos pela placa Tiva. Nessa placa, há um firmware responsável pela conversão A/D dos sinais e envio dos dados para um computador, via comunicação USB. No computador, os dados serão recebidos pelo software de aquisição e exibidos em uma interface gráfica.

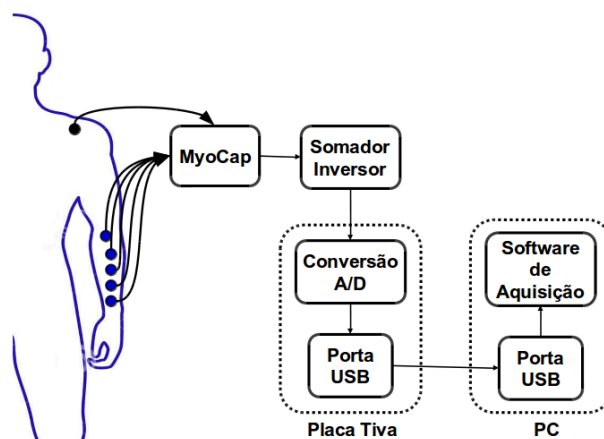


Figura 1 – Diagrama de blocos do sistema proposto.

5.1 MyoCap

A MyoCap é uma placa para aquisição múltipla de sinais mioelétricos. Ela é capaz de oferecer até 4 sinais, amplificados e com banda passante de frequência de 20Hz a 500Hz, que é a faixa de frequência indicada para aquisição desse tipo de sinal (De Luca, 2006). Os sinais

mioelétricos disponibilizados por essa plataforma possuem amplitude entre -1.0V e 1.0V. A Figura 2 apresenta a placa de circuito impresso com seus respectivos componentes soldados.

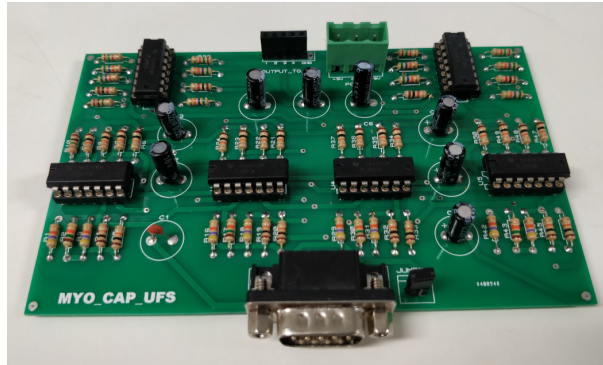


Figura 2 – Placa de aquisição MyoCap.

5.2 Somador inversor

Como os sinais oferecidos pela MyoCap possuem níveis de tensão negativos e a placa Tiva suporta em seus pinos de entrada analógica tensões na faixa de 0V a 3.3V, foi necessário utilizar um somador inversor que adequasse as saídas da MyoCap às entrada da Tiva. A Figura 3 mostra o circuito do somador inversor utilizado para o canal 1 da MyoCap e esse mesmo circuito foi replicado para os demais canais. A Equação 5.1 descreve a relação entre as tensões V_o de saída e V_i de entrada do somador.

A entrada V_i do somador foi conectada ao terminal de saída OUT_CHANNEL_1 do primeiro canal da MyoCap. A saída V_o do somador foi conectada ao pino analógico TO_TIVA da placa Tiva. Como a alimentação do sistema foi feita através de baterias de 9V, os valores de V_{CC} e V_{EE} são, respectivamente, 9V e -9V. Assim, utilizando-se os valores de resistência informados na Figura 3, foram adicionados 1.6V ao canal 1 da MyoCap, resultando em um sinal mioelétrico de 0.6V a 2.6V de amplitude sendo aplicado no pino analógico da Tiva.

$$V_o = -\left(\frac{R_{16}}{R_{17}}V_i + \frac{R_{16}}{R_{18}}V_{EE}\right) \quad (5.1)$$

5.3 Placa Tiva

A placa de desenvolvimento Tiva EK-TM4C123GLX é responsável pela conversão A/D do sinal mioelétrico e comunicação USB com um PC. Essa plataforma possui um baixo custo (\$15) e algumas das suas características são: processador ARM Cortex M4 de 32 bits e 80MHz, dois conversores A/D com resolução máxima de 12 bits e taxa de amostragem máxima de 1GHz, 12 pinos analógicos de entrada e interface USB para comunicação (Texas Instruments Incorporated, 2014). A Figura 4 apresenta essa plataforma.

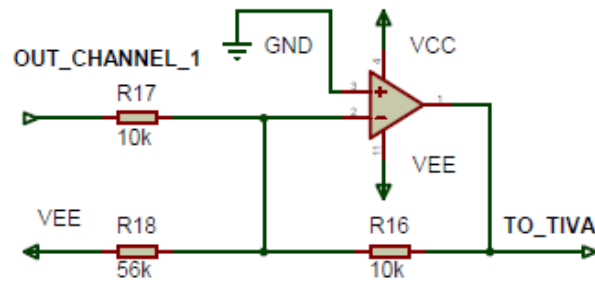


Figura 3 – Circuito somador inversor de tensão.

O firmware desenvolvido nessa placa leva em consideração o *Teorema da Amostragem de Nyquist-Shannon* que diz que a taxa de amostragem de um sinal precisa ser, no mínimo, duas vezes maior que a frequência mais alta do sinal. No entanto, na prática recomenda-se uma taxa de amostragem de quatro a cinco vezes maior. Como a frequência mais alta do sinal mioelétrico é de 500Hz, a taxa de amostragem ideal a ser utilizada encontra-se na faixa de 2kHz a 2.5kHz (Motion Lab Systems Inc., 2009). Para este trabalho utilizou-se a taxa de 2kHz e uma resolução de 12 bits para o conversor A/D. Em seguida, os dados digitalizados foram transferidos para um computador através da interface USB da placa.



Figura 4 – Placa de desenvolvimento Tiva EK-TM3C123GLX.

5.4 Software de captura

O software de captura de sinais mioelétricos foi desenvolvido em *Python* e possibilitou na primeira etapa deste plano de trabalho: a visualização de todos os sinais simultaneamente em uma interface gráfica, a modificação de parâmetros de exibição para que os gráficos atendessem as necessidades de um usuário e o armazenamento dos dados - pois futuramente serão utilizados para classificação de gestos de uma mão robótica.

Os parâmetros de exibição utilizados foram:

- *Swipe*: indica o número de amostras em uma varredura horizontal da tela;

- *Position*: indica a posição, em Volts, do eixo horizontal dos canais;
- *Horizontal Tick (HTick)*: intervalo horizontal entre as marcações pontilhadas da grade;
- *Vertical Tick (VTick)*: intervalo vertical entre as marcações pontilhadas da grade;
- *Channels*: número de canais a serem exibidos.

Na próxima etapa deste trabalho, espera-se incluir no software um protocolo que possibilite o envio de comandos para Tiva, a fim de modificar também parâmetros de captura, como a taxa de amostragem. Além disso, também pretende-se adicionar a opção de aplicação de filtros digitais aos sinais, com a finalidade de atenuar interferências que não foram completamente eliminadas pela MyoCap.

6

Resultados preliminares

Utilizando-se eletrodos de superfície e a MyoCap, como mostra a Figura 5, foram adquiridos 4 sinais mioelétricos de um antebraço esquerdo. A relação entre cada canal de saída e os eletrodos de entrada é dada pelas Equações 6.1, 6.2, 6.3, 6.4. Um sexto eletrodo foi aderido à região da vértebra C7, para servir como referência para as capturas (HERMENS et al., 2000).

$$Ch1 = IN1 - IN2 \quad (6.1)$$

$$Ch2 = IN2 - IN3 \quad (6.2)$$

$$Ch3 = IN3 - IN4 \quad (6.3)$$

$$Ch4 = IN4 - IN5 \quad (6.4)$$

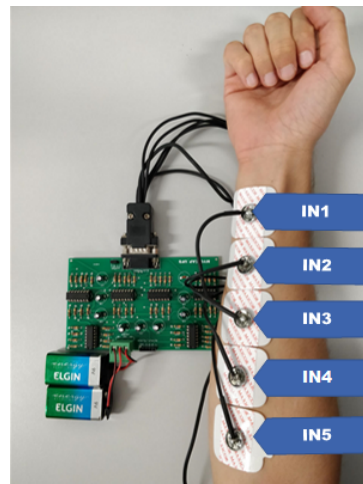


Figura 5 – Disposição dos eletrodos no antebraço esquerdo para aquisição com a MyoCap.

As saídas dos canais da MyoCap foram conectadas a somadores inversores, implementados em uma protoboard a partir do circuito integrado TL084, da Texas Instruments. Em seguida, as saídas dos somadores foram conectados aos pinos analógicos da placa Tiva, para que os sinais fossem digitalizados e enviados, através da porta USB, para um computador.

O software de captura foi capaz de exibir, em tempo real, os sinais mioelétricos dos 4 canais da MyoCap durante movimentos repetidos de fechamento e abertura do punho esquerdo. A Figura 6 apresenta a janela de aquisição durante os testes e a Figura 7 apresenta a janela de edição dos parâmetros de exibição com os valores setados para gerar esse resultado.

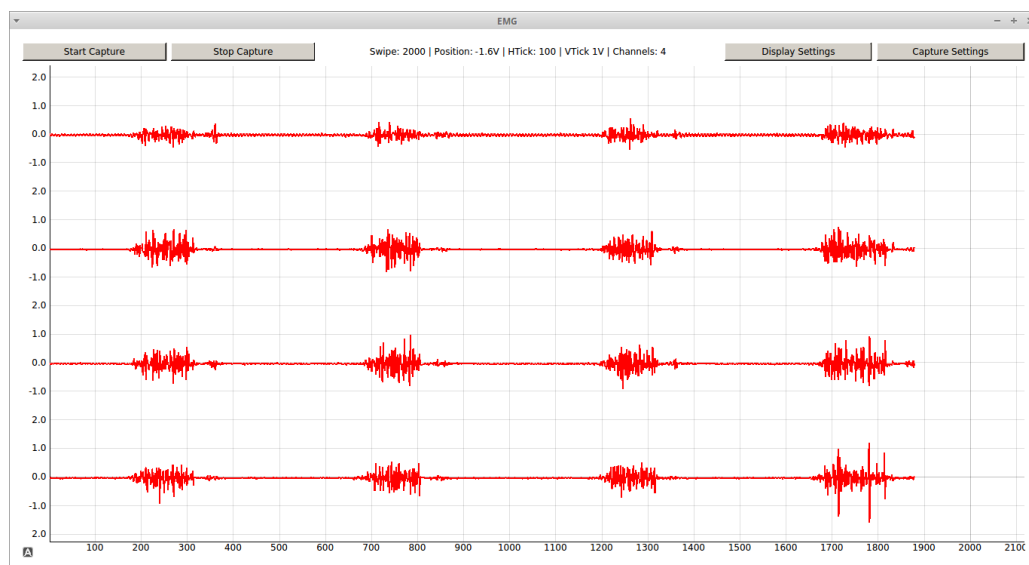


Figura 6 – Software de captura plotando os gráficos das saídas dos 4 canais da MyoCap, durante o movimento de fechamento e abertura do punho esquerdo.

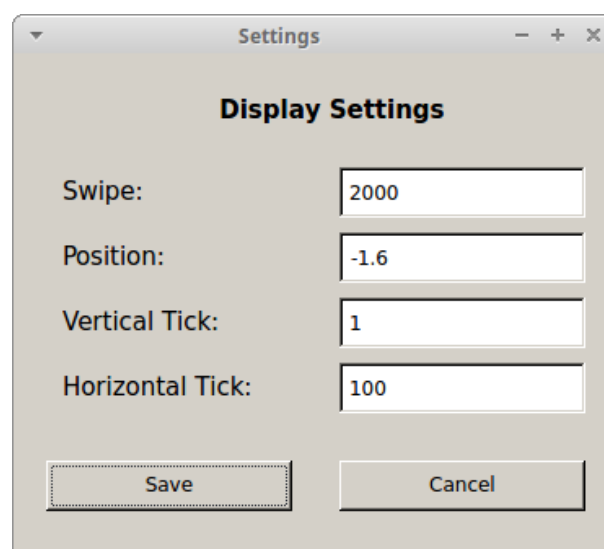


Figura 7 – Janela de edição dos parâmetros de exibição do software de captura, com os valores setados para aquisição dos resultados da Figura 6.

Referências

BALBINOT, A.; JÚNIOR, A. S.; FAVIEIRO, G. W. Decoding Arm Movements by Myoelectric Signal and Artificial Neural Networks. *Intelligent Control and Automation*, v. 4, n. 1, p. 87–93, 2013. ISSN 2153-0653. Citado na página 5.

De Luca, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, v. 13, p. 135–163, 1997. ISSN 1065-8483. Citado na página 5.

De Luca, C. J. Electromyography. In: *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. 2nd. ed. [S.l.: s.n.], 2006. p. 98–109. ISBN 0471732877. Citado 2 vezes nas páginas 6 e 7.

GALVANI, L. De viribus electricitatis in motu musculari commentarius. In: *Bononiae: Ex Typographia Instituti Scientiarum*. [S.l.: s.n.], 1791. Citado na página 5.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 10, n. 5, p. 361–374, 2000. ISSN 10506411. Citado na página 11.

LI, G.; SCHULTZ, A. E.; KUIKEN, T. A. Quantifying pattern recognition- based myoelectric control of multifunctional transradial prostheses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 18, n. 2, p. 185–192, 2010. ISSN 15344320. Citado na página 5.

Motion Lab Systems Inc. *EMG Analysis: A software user guide for EMG Graphing and EMG Analysis*. 2009. Citado na página 9.

SILVA, I. A. R. da. Aquisição de sinais de miografia através de circuitos de baixo custo. In: UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE. *27º Encontro de Iniciação Científica*. [S.l.]: COPES - UFS, 2017. p. 320. Citado na página 6.

SparkFun Electronics. *MyoWare Muscle Sensor*. 2018. Disponível em: <<https://www.sparkfun.com/products/13723>>. Citado na página 6.

SUPUK, T. G.; SKELIN, A. K.; CIC, M. Design, development and testing of a low-cost sEMG system and its use in recording muscle activity in human gait. *Sensors*, v. 14, n. 5, p. 8235–8258, 2014. ISSN 1424-8220. Citado na página 6.

Texas Instruments Incorporated. *Tiva™TM4C123GHCPM Microcontroller Datasheet*. 2014. SPMS376E. Citado na página 8.