



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: Ciência da computação
Subárea do conhecimento: Sistemas de computação
Especialidade do conhecimento: Hardware

Relatório Final

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

São Cristóvão – Sergipe

2019

Resumo

Eletromiografia 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. Uma das formas de adquirir esse sinal é através de eletrodos de superfície, posicionados sobre a pele de uma determinada região de interesse. A plataforma MyoCap utiliza esse princípio, fornecendo em sua saída sinais mioelétricos de natureza analógica. Desta forma, este trabalho busca possibilitar o envio desses sinais para um computador, através da conversão analógico-digital e da comunicação serial, para que sejam visualizados e analisados. Futuramente, espera-se que essas informações sejam utilizadas para o controle de uma mão robótica.

Palavras-chave: Eletromiografia, sinal mioelétrico, eletrodos de superfície, MyoCap, conversão analógico-digital, comunicação serial.

Sumário

1	Introdução	3
2	Objetivos	5
3	Metodologia	6
3.1	MyoCap	6
3.2	Somador inversor	7
3.3	Placa Tiva	8
3.4	Software de captura	9
4	Resultados	10
5	Conclusão	13
6	Perspectivas	14
	Referências	15

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 foi o aperfeiçoamento dessas ferramentas, a fim de serem 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 ele, 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 et al., 2018), 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 dar continuidade ao projeto iniciado na MyoCap para captura de sinais mioelétricos, desenvolvendo a etapa de digitalização desses sinais para que sejam visualizados em uma interface gráfica e analisados futuramente para o controle de próteses robóticas.

2

Objetivos

A plataforma MyoCap fornece sinais mioelétricos analógicos. Portanto, geralmente é necessária a utilização de um osciloscópio para que seja possível visualizar sinais dessa natureza. Esses equipamentos possuem um custo elevado, principalmente quando são equipados com tecnologias que possibilitam o armazenamento dos sinais em um computador.

A fim de buscar uma alternativa de baixo, que também possibilite a visualização e o armazenamento dos sinais, este plano de trabalho pretende:

- Implementar um circuito somador inversor com o intuito de adequar o sinal mioelétrico para conversão analógico-digital;
- Realizar a conversão analógico-digital do sinal mioelétrico fornecido pela MyoCap, programando a placa de desenvolvimento Tiva EK-TM4C123GLX (Texas Instruments Incorporated, 2014);
- Enviar os dados digitalizados para um computador, via comunicação serial;
- Desenvolver uma interface capaz de plotar os sinais e armazenar os dados, para que futuramente sejam utilizados nas etapas de processamento e classificação;
- Analisar os sinais, no domínio da frequência, para verificar se encontram-se de acordo com a literatura.

3

Metodologia

Este capítulo apresentará os detalhes da arquitetura e da implementação do sistema para aquisição de sinais mioelétricos. Na Figura 1 é mostrada 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 circuito 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 serial. No computador, os dados serão recebidos pelo software de aquisição e exibidos em uma interface gráfica.

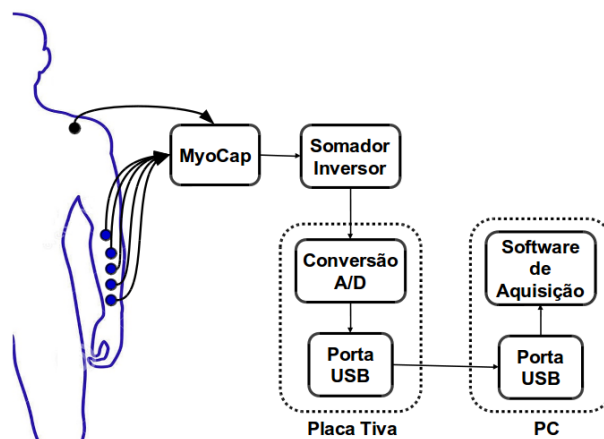


Figura 1 – Diagrama de blocos do sistema proposto.

3.1 MyoCap

A MyoCap é uma placa para aquisição múltipla de sinais mioelétricos, utilizando amplificadores de instrumentação e filtros. Ela é capaz de capturar até 4 sinais, aplicando sobre eles

um ganho de 408,8 V/V. Com esse ganho, as amplitudes na saída encontram-se na faixa de -1.0V a 1.0V.

Os filtros utilizados na MyoCap caracterizam uma banda passante de frequências no intervalo de 20Hz a 500Hz, que é a faixa de frequência indicada para aquisição desse tipo de sinal (De Luca, 2006). Um filtro passa-baixas e um filtro passa-altas são responsáveis por garantir a atenuação das componentes de frequência fora desse intervalo.

A alimentação é fornecida por baterias de 9V e os eletrodos são conectados a placa através de um conector DB9. Na Figura 2 é apresentada a placa de circuito impresso da MyoCap, com seus respectivos componentes soldados.

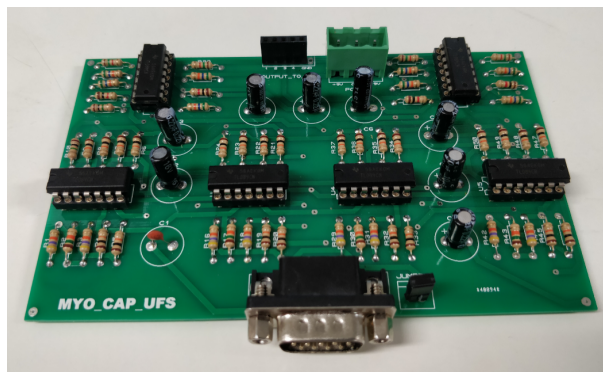


Figura 2 – Placa de aquisição MyoCap.

3.2 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 ajuste as saídas da MyoCap às entradas da Tiva. Na Figura 3 é mostrado o circuito do somador inversor utilizado para o canal 1 da MyoCap e esse mesmo circuito foi replicado para os demais canais. A Equação 3.1 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.

$$V_o = -\left(\frac{R_{16}}{R_{17}}V_i + \frac{R_{16}}{R_{18}}V_{EE}\right) \quad (3.1)$$

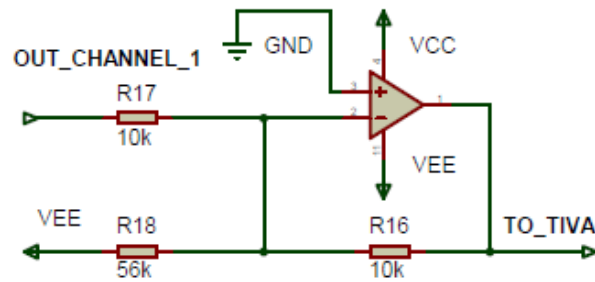


Figura 3 – Circuito somador inversor de tensão.

3.3 Placa Tiva

A placa de desenvolvimento Tiva EK-TM4C123GLX é responsável pela conversão A/D do sinal mioelétrico e a comunicação com um computador, utilizando uma porta USB. 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 de 12 bits e taxa de amostragem máxima de 1GHz, 12 pinos analógicos de entrada e interface USB, para comunicação serial (Texas Instruments Incorporated, 2014). A Figura 4 apresenta essa plataforma.

O firmware desenvolvido nessa placa leva em consideração o *Teorema da Amostragem de Nyquist-Shannon* que afirma que a taxa de amostragem de um sinal precisa ser, no mínimo, duas vezes a maior frequência 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.

O envio dos dados para um computador foi feito através de um cabo USB, porém o padrão utilizado na comunicação foi o UART (*Universal Asynchronous Receiver/Transmitter - Receptor/Transmissor Universal Assíncrono*). De acordo com esse padrão, os dados são enviados como caracteres de 8 bits, um por vez, de maneira assíncrona.



Figura 4 – Placa de desenvolvimento Tiva EK-TM3C123GLX.

3.4 Software de captura

O software de captura de sinais mioelétricos foi desenvolvido em *Python 2.7* e possibilitou, de forma específica:

- 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
- A modificação de parâmetros de captura, na placa Tiva;
- O armazenamento dos dados, a fim de plotar na interface capturas feitas anteriormente e servir de base para uma análise no domínio da frequência e uma futura etapa de classificação de gestos.

Os parâmetros de exibição que podem ser manipulados por um usuário são:

- *Swipe*: indica o número de amostras em uma varredura horizontal da tela;
- *Amplitude*: indica a faixa de excursão de cada canal;
- *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.

Os parâmetros de captura que podem ser manipulados por um usuário são:

- *Sample rate*: indica a taxa de amostragem, em Hertz (Hz), que deve ser utilizada pela Tiva;
- *Channels*: indica não só o número de canais a serem exibidos, mas também o número de pinos analógicos que a Tiva utiliza na conversão A/D.

4

Resultados

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 4.1, 4.2, 4.3, 4.4. Um sexto eletrodo foi aderido à região da vértebra C7, para servir como referência para as capturas (HERMENS et al., 2000).

$$Ch1 = IN1 - IN2 \quad (4.1)$$

$$Ch2 = IN2 - IN3 \quad (4.2)$$

$$Ch3 = IN3 - IN4 \quad (4.3)$$

$$Ch4 = IN4 - IN5 \quad (4.4)$$

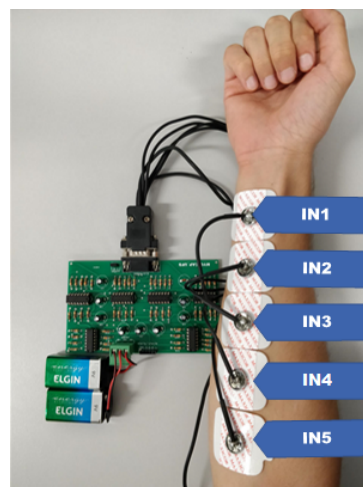


Figura 5 – Disposição dos eletrodos no antebraço esquerdo para aquisição com a MyoCap.

Os somadores inversores, responsáveis por adicionar 1.6V a cada sinal de saída da MyoCap, foram implementados na placa de circuito impresso MyoAdd, cujo *layout* é mostrado

na figura 6. 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.

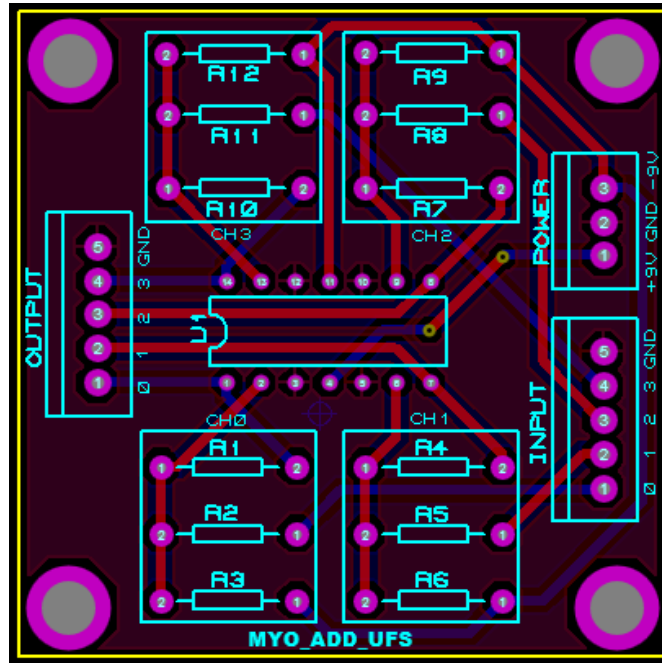


Figura 6 – *Layout* da placa MyoAdd, que contém 4 somadores inversores.

No 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 7 apresenta a janela de aquisição plotando os sinais adquiridos durante os testes.

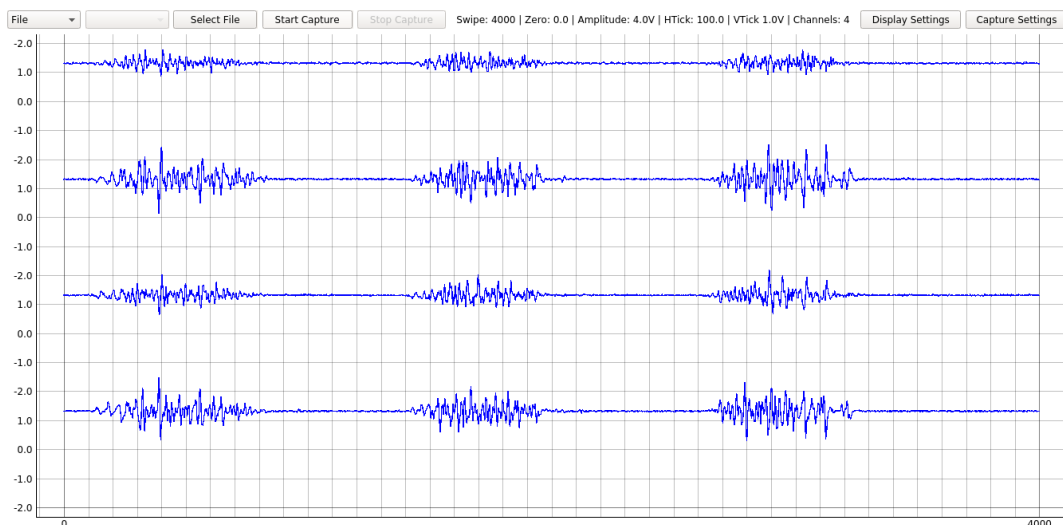


Figura 7 – Software de captura plotando os gráficos das saídas dos 4 canais da MyoCap, durante o movimento de fechamento e abertura do punho esquerdo.

Os dados foram armazenados em um arquivo, seguindo a estrutura mostrada na figura 8. A partir dessas informações, foi possível realizar uma análise do sinal no domínio da frequência, com o auxílio da Transformada Rápida de Fourier (FFT).

```
## File generated by myo_cap software
## Available from github.com/ddantas/myo\_cap
## Timestamp: 2018-07-09_20-57-32
##
## EMG capture settings
# sampleRate: 2000
# channels: 4
# bitsPerSample: 12
##
## Data
## ch0;ch1;ch2;ch3
0.8926, 0.0000, 0.0104, 0.0249
0.8926, 0.0008, 0.0249, 0.0249
0.9482, 0.0185, 0.0249, 0.0136
1.0183, 0.0008, 0.0249, 0.0314
...
```

Figura 8 – Arquivo para armazenamento de captura de sinais mioelétricos.

O gráfico da figura 9 mostra a distribuição de componentes de frequências no intervalo de 0Hz a 500Hz, pois nesse intervalo encontra-se a banda passante da placa MyoCap. Nota-se que as principais componentes do sinal mioelétrico encontram-se entre 50Hz e 150Hz, o que está de acordo com a literatura (LOPEZ, 2012). Além disso, percebe-se que a componente de 60Hz - principal fonte de ruído que atua na aquisição de sinais biológicos - não apresenta amplitude elevada, graças a boa construção da placa MyoCap.

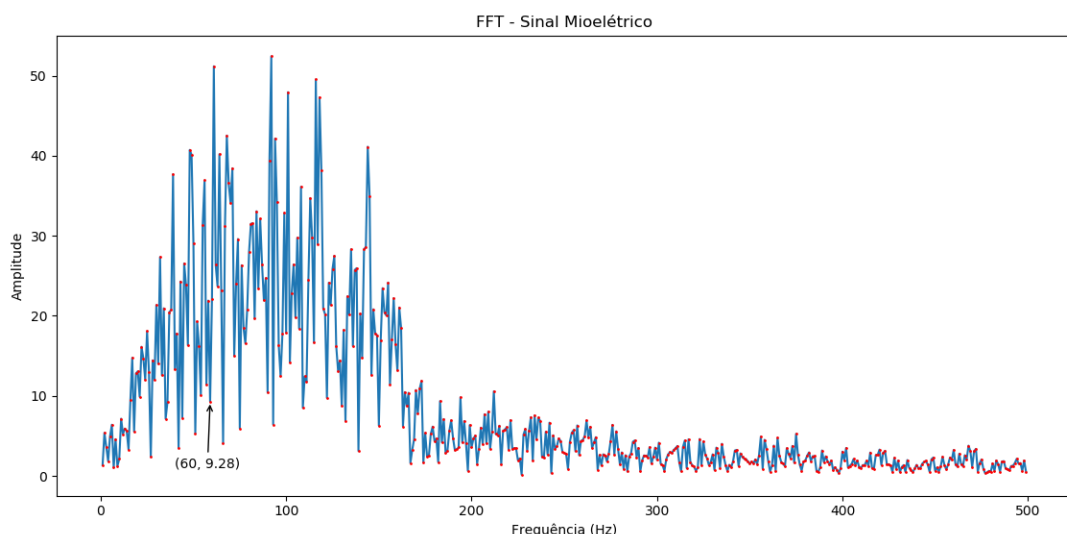


Figura 9 – Análise do sinal mioelétrico no domínio da frequência, através da FFT.

5

Conclusão

O estudo da Eletromiografia é de grande importância para o desenvolvimento de soluções que busquem ajudar pessoas que sofreram lesões e perderam funcionalidades dos membros do corpo. Pesquisadores têm desenvolvidos plataformas com o intuito de realizar a aquisição de sinais mioelétricos, para que seja possível controlar membros artificiais. No entanto, a maioria dessas plataformas possui um alto custo ou não atende as especificações necessários para esse tipo de projeto.

Uma alternativa é a plataforma MyoCap, capaz de adquirir diversos sinais mioelétricos simultaneamente, porém com um baixo custo. Por isso, este plano de trabalho buscou dar continuidade ao projeto iniciado com a MyoCap, desenvolvendo a etapa de digitalização dos sinais assim como um software capaz de exibir e armazenar os dados.

Para digitalizar os dados e enviá-los para um computador, foi necessário programar a placa de desenvolvimento Tiva e implementar um software de captura para receber os sinais. A partir da interface gráfica desse software, foi possível controlar e verificar de maneira mais simples a captura, dispensando o uso de um osciloscópio. Além disso, com os dados armazenados observou-se o comportamento do sinal no domínio da frequência, a fim de fazer uma análise inicial da qualidade de aquisição da MyoCap, que mostrou-se dentro do esperado.

6

Perspectivas

Como o auxílio do armazenamento dos sinais mioelétricos em um computador, espera-se utilizar a análise no domínio da frequência para definir a necessidade de aplicação de filtros digitais que atenuem ainda mais a componente de 60Hz e as frequências fora da faixa de interesse (20Hz a 500Hz). Além disso, deseja-se dar continuidade ao desenvolvimento do software de captura, agregando a ele funcionalidades que possibilitem a realização da etapa de classificação de gestos.

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 3.

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 3.

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 4 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 3.

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 10.

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 3.

LOPEZ, S. A. *Design and construction of an EMG multichannel acquisition system prototype*. Dissertação (Mestrado) — Politecnico di Torino, September 2012. Citado na página 12.

Motion Lab Systems Inc. *EMG Analysis: A software user guide for EMG Graphing and EMG Analysis*. 2009. Citado na página 8.

SILVA, I. A. R. d. et al. Low cost hardware and software platform for multichannel surface electromyography. In: *2018 IEEE Symposium on Computers and Communications (ISCC)*. [S.l.: s.n.], 2018. p. 01114–01119. ISSN 1530-1346. Citado na página 4.

SparkFun Electronics. *MyoWare Muscle Sensor*. 2018. Disponível em: <<https://www.sparkfun.com/products/13723>>. Citado na página 4.

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 4.

Texas Instruments Incorporated. *Tiva™TM4C123GHCPM Microcontroller Datasheet*. 2014. SPMS376E. Citado 2 vezes nas páginas 5 e 8.