

Proposta de topologias de circuitos eletrônicos para a melhoria da aquisição de sinais eletromiográficos (EMG)

Proposal for electronic circuit topologies to improve the acquisition of electromyographic (EMG) signals

RESUMO

Laíssa Catanho da Silva

laissa@alunos.utfpr.edu.br

Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Cornélio Procópio, Paraná, Brasil.

Wagner Endo

wendo.utfpr@gmail.com

Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Cornélio Procópio, Paraná, Brasil.

Este trabalho foi realizado com o objetivo de testar produtos disponíveis no mercado e possíveis erros em seu equipamento ou naquele que realiza a aquisição e processamento desse traço. Foi motivado pela possível melhora nesse sistema atual, visando dar mais confiabilidade e expor os erros que possam ser enfrentados pelos meios de coletas para a área da saúde, que tem por finalidade tratar e avaliar esse modelo de sinal. Ademais, foi realizado tal experimento com fim de revisão bibliográfica de autores e viabilizar o possível favorecimento de uma implementação futura desse gênero em movimentação de braço robótico, ou controle de outros espaços tecnológicos.

PALAVRAS-CHAVE: Sinal. Aquisição de sinais. Eletromiográfico. Instrumentação.

ABSTRACT

This present study was carried out with the objective of test of products available in the market and possible errors in their equipment or in that which performs the acquisition and processing of this trace. It was motivated by the possible improvement in this current system, aiming at giving other means of collection to the health area, which aims to treat and evaluate this signal model. Furthermore, this experiment was carried out in order to review the bibliography of authors and enable the possible favoring of a future implementation of this kind in robotic arm movement, or control of other technological areas.

KEYWORDS: Signal. Data Acquisition. Electromyographic. Instrumentation.

Recebido: 19 ago. 2020.

Aprovado: 01 out. 2020.

Direito autoral: Este trabalho está licenciado sob os termos da Licença Creative Commons-Atribuição 4.0 Internacional.



INTRODUÇÃO

De acordo com Luca (1979), um sinal eletromiográfico é um trem de MUAPs (*Motor Unit Action Potential*) e a somatória algébrica desses é o sinal eletromiográfico (EMG) a ser analisado e examinado. Este sinal é determinado como estocástico, e é matematicamente representado por uma função de distribuição Gaussiana. As fontes do sinal elétrico ficam localizadas nas zonas despolarizadas das fibras musculares, e são separadas dos eletrodos por tecidos biológicos, que atuam como filtros passa baixa.

Kamen (2015) afirma que a análise dos resultados adquiridos requer um bom conhecimento da origem e propriedades do sinal, além de sua estrutura muscular, já que a probabilidade de cometer equívocos durante a obtenção do sinal ou na sua análise é elevada.

“Portanto para o desenvolvimento de uma plataforma capaz de fazer a aquisição e processamento do sinal de eletromiografia de maneira correta, é necessário aplicar conceitos de eletrônica analógica, protocolo de comunicação seguro e processamento de sinais, garantindo assim que os dados adquiridos não sejam alterados de modo a comprometer a análise.” (SALIM, 2011)

Segundo Guyton (1988) há três fases no potencial de ação, dividida em:

1. Repouso: A membrana celular neural apresenta relativa impermeabilidade aos íons Sódio (Na^+) e é muito permeável aos íons Potássio (K^+). Devido à alta concentração de potássio no interior da membrana, estes íons difundem-se para o exterior, provocando a passagem de cargas positivas para fora da fibra. Em repouso, o potencial medido no interior da membrana é da ordem de -70 mV.
2. Despolarização: O potencial de ação se inicia com o aumento súbito da permeabilidade da membrana aos íons Na^+ , através de um estímulo de qualquer natureza (químico, elétrico, térmico ou mecânico). Estes íons movem-se rapidamente para o interior da célula, carregando cargas positivas, o que produz positividade nesta região dentro do neurônio.
3. Repolarização: Após a total despolarização de determinada área da célula, a membrana torna-se novamente impermeável ao Sódio (Na^+), embora continue permeável ao potássio (K^+). Em virtude da alta concentração de íons positivos no interior da célula, grandes quantidades do íon potássio (K^+) voltam a se difundir para o meio externo, tornando esta região novamente negativa.

Em geral, o termo utilizado para denominar o potencial de ação de uma unidade motora deriva-se do inglês *Motor Unit Action Potential* (MUAP). E são caracterizados por duração de aproximadamente 2 a 10 milissegundos (ms), amplitudes na faixa de 100 microvolts (μV) a 2 milivolts (mV) e, conteúdo espectral entre 5 Hertz (Hz) a 10 quilohertz (kHz).

Eletrodos de superfície permitem a captação de sinais que representam a atividade de todo um músculo ou grupo muscular de forma mais global e podem ser divididos em: eletrodos passivos e ativos (BARROS, 2005).

O eletrodo passivo é constituído de um disco de metal (em geral Ag-AgCl), que deve ser posicionado sobre da pele e hoje em dia é a forma mais corriqueira de captar os sinais musculares, servindo além da coleta de sinais EMG, também

para a coleta de sinais de eletrocardiograma (ECG) e eletroencefalograma (EEG). Para amenizar a impedância de contato entre o eletrodo e a pele pode ser necessário o uso de abrasivos e gel, ou pasta condutora e em casos com maiores interferências é recomendada a tricotomia (raspagem dos pelos do local de onde será posicionado o eletrodo) como por exemplo para sinais de EEG, devido os cabelos estarem em abundância na região do encéfalo.

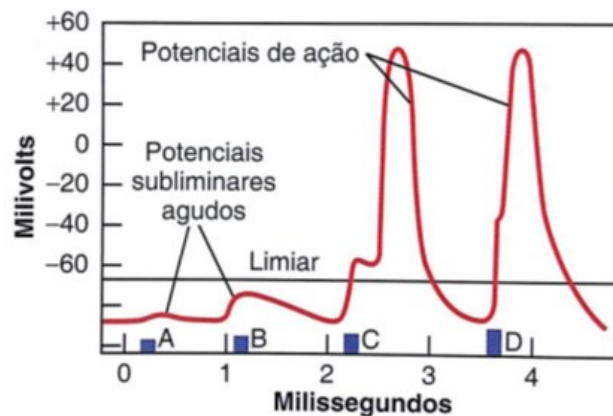
“Os eletrodos ativos possuem um circuito de amplificação encapsulado nas proximidades do sitio de captação do eletrodo. Normalmente estes eletrodos são bipolares, ou seja, o amplificador utilizado é diferencial. Os eletrodos ativos, por serem compostos por um amplificador diferencial, necessitam de um eletrodo de referência localizado em uma região inativa para não interferir na medida.” (BASMAJIAN & DeLUCA, 1985)

Dessa forma, este trabalho apresenta algumas propostas para melhoria de equipamentos de aquisição de sinais de eletromiografia para serem utilizados em aplicações biomédicas e em diferentes aplicações que vão desde o controle de próteses, órteses ou até exoesqueletos para potencialização da força humana.

METODOLOGIA

No início do trabalho é realizada uma pesquisa do funcionamento das terminações nervosas dos músculos, onde o impulso elétrico é gerado para que possa se realizar o movimento e, qual caminho ele percorre até chegar no músculo.

Figura 1: Efeito de vários estímulos sucessivos para provocar um potencial de ação



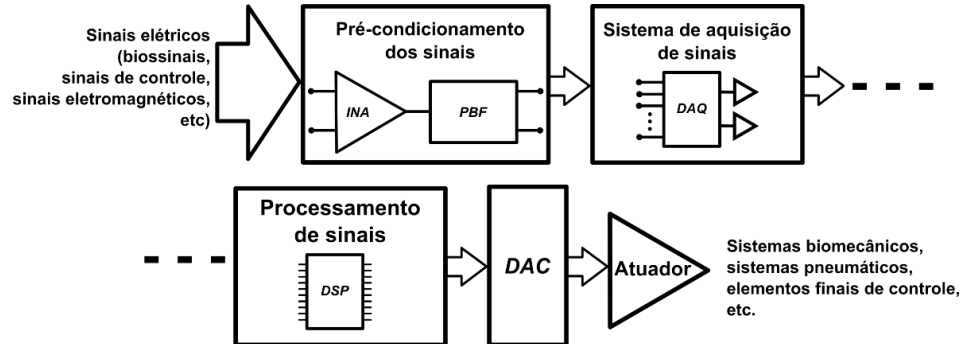
Fonte: Guyton, 2006.

A formação de potenciais de ação também foi estudada, como mostrado na Figura 1, sendo possível perceber claramente como duas contrações de músculos repetidamente geram potenciais de ação da escala de 40 milivolts em um tempo de aproximadamente 1 milissegundos, fazendo do corpo humano uma perfeita máquina que realiza sua função em milésimos de segundo.

Segundo Sampaio (1998), o eletrodo foi estudado conforme suas respostas elétricas e modelos matemáticos. Já que o eletrodo é um dispositivo usado para fazer a transdução primária do circuito e tem como aplicabilidade transduzir correntes iônicas (existentes nos organismos vivos) em correntes elétricas é

importante para este trabalho se conhecer o modelo mais adequado para aplicações específicas.

Figura 2: Esquemático do sistema de aquisição e processamento de sinais

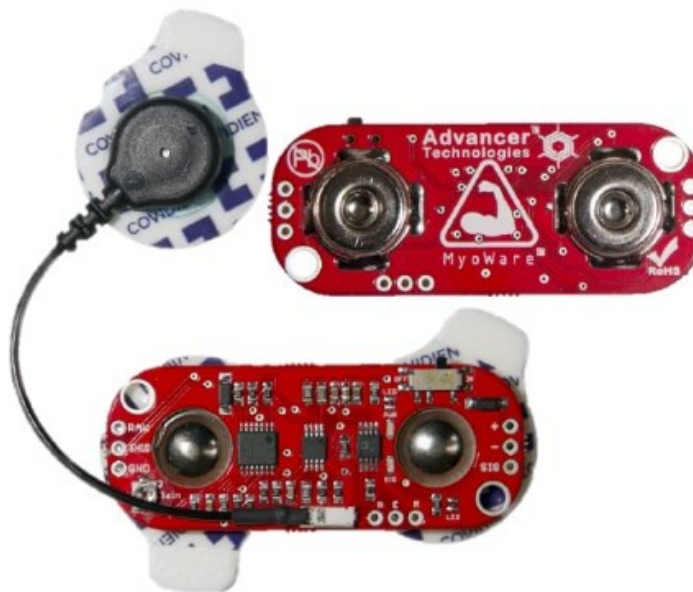


Fonte: Autoria própria

Para a coleta do sinal, foram estudado alguns métodos que seguem o padrão mostrado na Figura 2, acima. O pré-condicionamento do sinal esquematizado no primeiro quadro do método, seguiu identicamente procedimentos feitos anteriormente por pesquisadores do mesmo laboratório de pesquisa. Entretanto, o segundo quadro esquemático que traz o sistema de aquisição de sinais sofreu alterações devido ao equipamento, sendo testado em diferentes aparelhos.

Na primeira forma de teste de aquisição foi usado um circuito disponível, comercialmente, de um equipamento feito sob medida para as exigências do problema, ou seja, coleta de sinais eletromiográficos e, que em função do seu desenvolvimento por uma empresa especializada poderia ser mais eficaz. O instrumento escolhido foi o Kit de Sensor Muscular da marca MyoWare™, que possui sensor muscular, extensor de eletrodos, encaixe para bateria que alimenta o sistema de coleta.

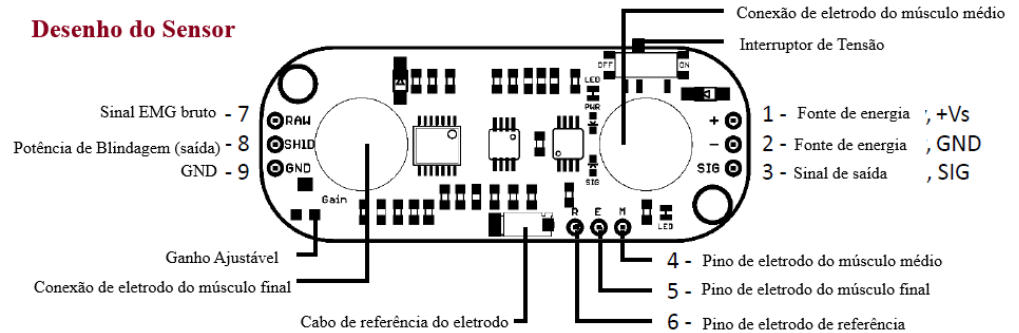
Figura 3: Kit sensor muscular MyoWare™



Fonte: Adaptado do Datasheet MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001)

Entretanto, em um primeiro teste percebeu-se certa presença de ruídos do sinal adquirido por ele. Por conseguinte, estudou-se o circuito interno do equipamento, que pode ser melhor apresentado na Figura 4.

Figura 4: Descrição de pinos do sensor muscular MyoWare®



Fonte: Adaptado do Datasheet MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001)

O sensor da MyoWare™ como mostrado nas Figuras 3 e 4 possui a função de coletar sinal e com um ganho ajustável, diminuindo o ruído e interferência com outros equipamentos e com o próprio organismo humano.

O corpo humano pode gerar ruídos e interferências que variam com a massa muscular e camada gordurosa de cada indivíduo, além da interferência da referência do aparelho que deve ser colocada sobre um lugar menor espessura de músculo e camada de gordura sob a pele. Por exemplo, a referência pode ser colocada sobre o joelho, tornozelo ou cotovelo, dependendo de qual fica mais próximo do músculo que se deseja coletar o sinal. Assim sendo, o aparelho consegue usá-lo para o ganho.

A Tabela 1, mostra todas especificações técnicas que devem ser conhecidas para melhor ajuste e controle do aparelho. Como pode-se perceber a sua alimentação ocorre em baixos valores de tensões e de corrente.

Tabela 1: Descrição de parâmetros do sensor muscular MyoWare®

Parâmetro	Min	TYP	Max
Tensão de Alimentação	+ 2,9 V	+ 3,3 V ou + 5 V	+ 5,7 V
Potenciômetro de Ganho ajustável	0,01 Ω	50kΩ	100kΩ
Tensão do Sinal de Saída:			
EMG Envolvido	0 V	--	+ Vs
EMG Bruto (centralizado sobre: +Vs/2)	0 V	--	+Vs
Impedância de Entrada	--	110 GΩ	--
Corrente de Abastecimento	--	9 mA	
Taxa de Rejeição de modo comum (CMRR)	--	110	--

Polarização de Entrada	--	1 pA	--
------------------------	----	------	----

Fonte: Adaptado do Datasheet MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001)

A partir do conhecimento adquirido com os testes realizados no circuito de aquisição e condicionamento dos sinais de EMG, desenvolveu-se uma topologia adequada para o pré-condicionamento e condicionamento destes sinais, os quais são apresentados na próxima seção.

RESULTADOS E DISCUSSÕES

É apresentada nesta seção um circuito de pré-condicionamento dos sinais em estudo, o qual buscou-se implementar as principais características melhoradas dos sinais com base no estudo prévio utilizando-se o sensor da MyoWare™. Entre as características, estão a falha de comunicação com a plataforma Arduino®, que o sensor da MyoWare apresentou desde o começo de seu teste e pode ser percebido na Figura 5.

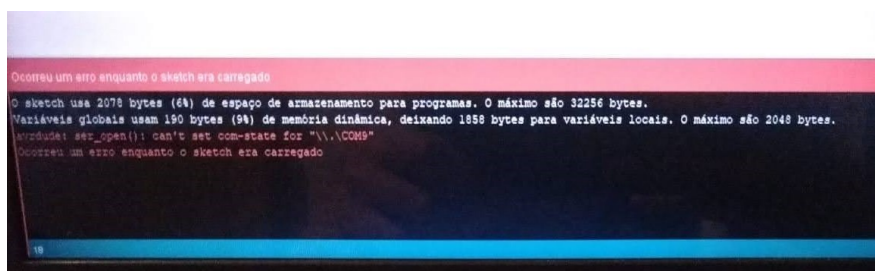


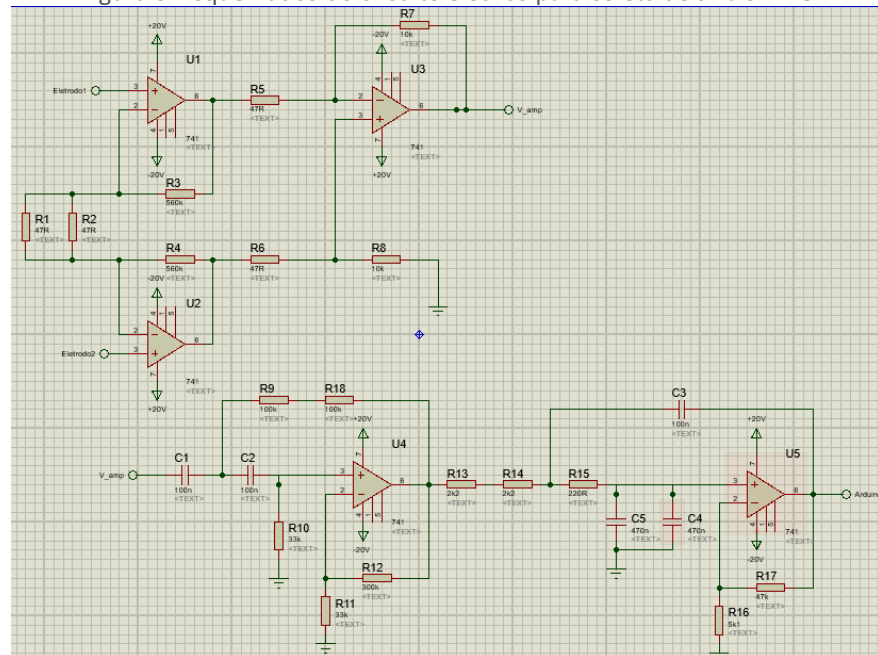
Figura 5: Erros apresentados na captação de sinais EMG

Fonte: A autoria própria

A Figura 6 mostra as principais partes do processamento analógico desenvolvido como proposta para melhoria dos sinais.

Com os resultados obtidos, ocorreram erros de compatibilidade com a impedância da pele, que podem ser causados pela diferença de condutividade em regiões diferentes de coleta pelos eletrodos de superfície que ficam em contato direto com a pele humana. O corpo é muito suscetível a alterações de pesos, gorduras e fluídos corporais, os quais podem influenciar no resultado da coleta e desenvolvimento da pesquisa. Essas variações ocorrem de acordo com a resistência à corrente elétrica e à tensão que o próprio organismo possui. De acordo com as variáveis, algumas melhorias podem ser alcançadas ao se coletar os sinais, observando-se por erro de compatibilidade do sistema tanto do sistema de coleta de dados, que em fase experimental ainda foi testado por meio do software MatLab® ou de alguns outros códigos completos e providos pelo próprio fornecedor da MyoWare™ e que assim podem ser testados e apresentadas as melhorias de qualidade dos sinais pelo coletor de dados em questão.

Figura 6: Esquemático do circuito elétrico para coleta de sinais EMG

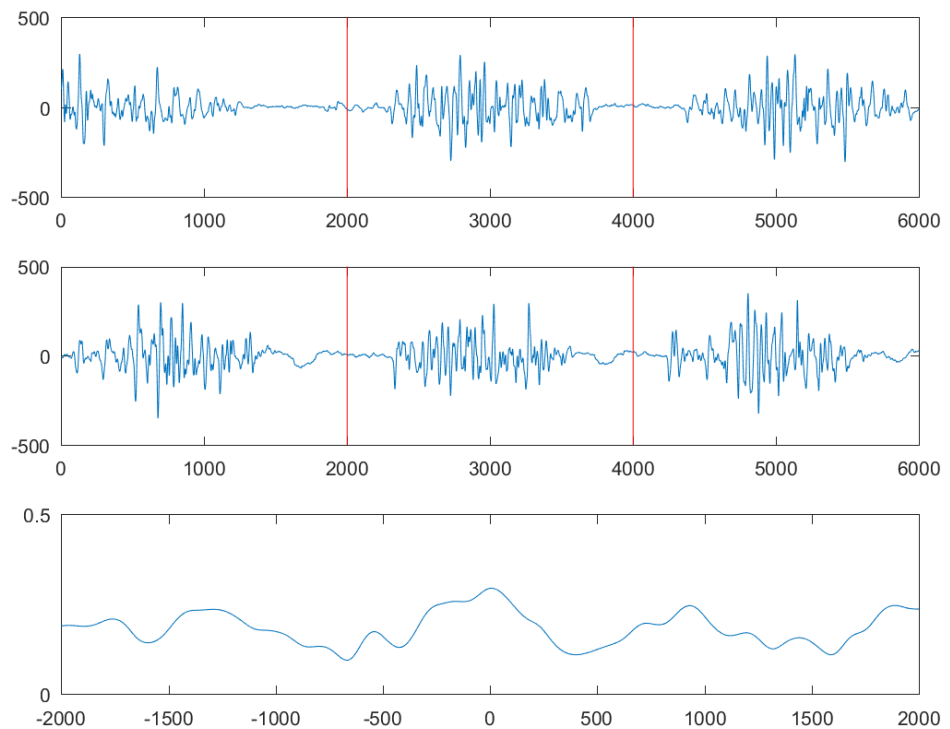


Fonte: Autoria própria

O esquemático mostrado na Figura 6, acima, demonstra uma topologia a fim de reduzir os problemas de processamento e de aquisição dos sinais e ruídos adquiridos, trazendo melhorias do circuito comercial em questões de ruído do sinal, que possivelmente por ser modelo menor e de mais fácil acesso para quem não tem conhecimento de montagem de circuitos, possui o circuito com menos estágios de filtragem. Nessa elaboração pode ser utilizado o mesmo aplicativo desenvolvido no MatLab® usado em outras aplicações e o mesmo instrumento de conversão de dados do circuito para a máquina, que em questão foi acionado pelo Arduino® Uno, como sugestão de projeto.

Na Figura 7 são apresentados os sinais de EMG com suas principais características e janelados em dois pontos, a partir de dois grupos musculares para os testes de calibração e comparação dos resultados, visto no primeiro plote do gráfico e no segundo plote. Ainda ao se observar a figura, na terceira linha verifica-se a presença de variação da linha de base. A presença deste tipo de ruído de baixa frequência (da ordem de 1 a 5Hz) pode ser filtrado com a proposta do circuito apresentado, possibilitando, assim a melhoria dos sinais coletados. Na coleta de sinais com o uso do microcontrolador, alguns erros do software precisam ser corrigidos, pois foram recorrentes em vários experimentos. O microcontrolador Arduino® foi usado desde o primeiro teste para que houvesse acionamento e comunicação do sensor muscular com o computador, para posterior obtenção dos dados no software de processamento. Uma possível melhoria para esta solução seria a mudança de plataforma de arquivo e trabalho dos dados que seriam aquisitados, por exemplo o não uso do software MatLab® ou da plataforma Arduino®. Possíveis trabalhos futuros, poderiam testar o desempenho na plataforma Raspberry Pi®, que possui processador e circuitos melhores quando comparado ao usado nessa pesquisa atual. Também seria interessante que outros softwares sejam testados, como o Octave, por exemplo, ou EMG System do Brasil.

Figura 7: Análise dos sinais de EMG em presença de ruídos da linha de base para a coleta de sinais por software.



Fonte: Autoria própria

Assim, outros resultados estão sendo obtidos, para se apresentar um protótipo de circuito que realize todas as melhorias e implementações analisadas e indicadas neste trabalho.

CONCLUSÕES

Conclui-se que os dados devem ser melhor trabalhados em outras plataformas, para que o estudo não seja findado sem que antes sejam esgotadas suas tentativas de melhoras nos sistemas de coleta e, principalmente, nos sistemas operacionais de armazenamento de dados. Também devem-se atentar e esgotar os recursos de softwares facilitadores para formação de um banco de dados e de estudos gráficos dos sinais coletados. Do mesmo modo, carece que o processamento e os gráficos aqui tratados sejam experimentados demasiadamente e, que haja análise a atenuação de todos possíveis ruídos.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à Fundação Araucária que me permitiu estar realizando esse trabalho da melhor forma possível e ao meu orientador Wagner Endo, pela disponibilidade e incentivo para que sempre os melhores resultados fossem atingidos e, que me auxiliou no desenvolvimento do conhecimento sobre a área médica, a qual não possuía conhecimentos aprofundados.

REFERÊNCIAS

BARROS, K. R. **Metodologia para Classificação de Sinais EMG para Controle de Próteses com Baixo Esforço Computacional**. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2005.

BASMAJIAN, J. V.; DELUCA, C. J. **Muscles alive: their functions revealed by electromyography**. 5. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985. 1

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier Ed., 2006.

KAMEN, Garry; GABRIEL, David A. **Fundamentos da Eletromiografia**. São Paulo: Phorte, 2015. 282 p.

LUCA, C. D. **Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals**: IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 6. ed. BME - 26, 1979.

SALIM, S. I.; SALIM, A. J.; GUAN, S. Y. **Hardware Implementation of Surface Electromyogram Signal Processing: A Survey**. TCC (Graduação) - Control and System Graduate Research Colloquium, Malaysia, 2011.

3-lead Muscle / Electromyography Sensor for Microcontroller Applications: Datasheet MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001). Disponível em: <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf>. Acesso em: 05 ago. 2019.