

PROJETO E DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PORTÁTIL DE CONDICIONAMENTO E AQUISIÇÃO DE SINAIS EMG

VICTOR HUGO SOARES LOPES*[‡]; LANE MARIA RABELO BACCARINI[†]; EDUARDO BENTO PEREIRA[†]
TALYSSON MANOEL DE OLIVEIRA SANTOS*[‡]; DIOGO PEREIRA VILELA GALO*

*PPGEL - Programa de pós graduação em Engenharia Elétrica UFSJ/CEFET-MG, Universidade Federal de São João Del Rei, Praça Frei Orlando 170 - Centro, 36307-352 São João del Rei, Minas Gerais, Brasil

[†]DEPEL - Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de São João Del Rei, Praça Frei Orlando 170 - Centro, 36307-352 São João del Rei, Minas Gerais, Brasil

Emails: victorldw@gmail.com, rabelo@ufsj.edu.br, ebento@ufsj.edu.br, talyssonsantos1@gmail.com, diogogalo23@hotmail.com

Abstract— Electromyography has been an important tool in a wide range of applications and has become increasingly relevant in clinical sectors, such as in therapeutic evaluations, as well as in technological sectors such as the control of prostheses, machines and various other devices. This work brings a cheap and efficient alternative to measuring this signal in an easy and practical way. The complete system of conditioning and acquisition of electromyographic signals with two channels was developed. This prototype has a human-machine interface that allows easier setup and interactivity during the collection. In addition, the device is capable of recording the signals without the need for computers or any other connection with external means. This feature together with its reduced size allows its use also in embedded measurements.

Keywords— Electromyography, Biosignals, Data acquisition, Instrumentation, HMI.

Resumo— A eletromiografia tem sido uma importante ferramenta nas mais diversas aplicações. Esta vem se tornando cada vez mais relevante em setores clínicos, como nas avaliações terapêuticas, e também em setores tecnológicos, como no controle de próteses, máquinas e vários outros dispositivos. Este trabalho traz uma alternativa barata e eficiente de mensurar esse sinal de maneira fácil e prática. Foi desenvolvido um sistema completo de condicionamento e aquisição de sinais eletromiográficos de dois canais. Este protótipo conta com uma interface homem-máquina que permite mais facilidade na configuração e interatividade durante a coleta. Além disso, o dispositivo é capaz de registrar os sinais sem a necessidade de computadores ou qualquer outra conexão com meios externos. Essa característica, junto ao seu tamanho reduzido, permite o seu uso também em medições embarcadas.

Palavras-chave— Eletromiografia, Biosinais, Aquisição de sinais, Instrumentação, IHM.

1 Introdução

O sinal eletromiográfico (EMG) possibilita centenas de aplicações importantes e úteis. O registro do EMG se dá a partir da colocação de eletrodos nas regiões onde se pretende mensurar as ativações musculares. Isto permite o acesso aos processos biológicos dos quais o músculo produz força e movimento para executar diversas funções do dia a dia (De Luca, 1997). Assim, o EMG tem sido amplamente utilizado tanto no contexto clínico como também nos contextos ergonômico e tecnológico. Tais aplicações vão desde diagnósticos de patologias neuromusculares, estudos de reabilitação, prevenção de lesões musculares (Basmajian and De Luca, 1985) até a utilização no controle de próteses e órteses (Ortolan, 2002).

O EMG de superfície, que capta o sinal apenas pelo contato do eletrodo com a pele, é o mais utilizado por não ser invasivo e atender a maioria das aplicações (Jamal, 2012). Este sinal é bastante suscetível a ruídos externos, o que o torna bastante complexo, uma vez que possui baixa amplitude e uma grande quantidade de componentes ruidosos e estocásticos (Najarian and Splinter, 2005).

Na Figura 1 é mostrado um exemplo de sinal eletromiográfico. A ativação muscular acontece em intervalos periódicos e pelo menos três contrações podem ser observadas. Quando a musculatura se contrai, ocorre uma variação na amplitude do sinal, que varia

de acordo com o grau de contração. Já quando o músculo está em repouso, o sinal EMG denota uma baixa potência.

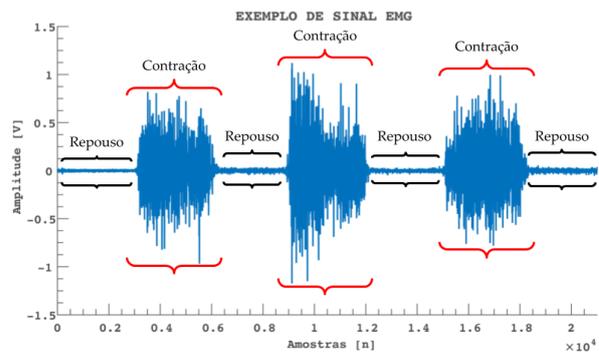


Figura 1: Exemplo típico de um sinal eletromiográfico.

A evolução dos circuitos eletrônicos, recursos computacionais e *hardwares* que ocorreu desde o último século aperfeiçoou os conhecimentos fisiológicos dos músculos, visto que tais ferramentas permitiram uma maior fidelidade na aquisição do EMG e a diminuição de ruídos e artefatos. Além disso, aumentou-se a capacidade de processamento desses sinais e novas técnicas, como a fragmentação em componentes básicos (potenciais de ação), análise espectral, elaboração de modelos e simulações, puderam ser realizadas

(Merletti and Parker, 2004).

Uma forma eficaz de melhorar a qualidade do EMG é a realização de um pré-tratamento deste sinal. Etapas de amplificação diferencial e filtragem são imprescindíveis nos circuitos de condicionamento de EMG. Esses estágios protegem o sinal de interferências externas e fazem a seleção apenas de componentes específicos e relevantes do mesmo.

Muitos estudos sugerem que o EMG possui banda espectral limitada entre 20 e 500 Hz, sendo mais dominante nas frequências entre 50 e 150 Hz (Basmajian and De Luca, 1985; Karlsson and Gerdle, 2001; Quach, 2007; Merletti and Di Torino, 1999; Wang et al., 2013; De Luca, 2003).

O EMG também é bastante corrompido por uma interferência aditiva de 50 ou 60 Hz proveniente da rede elétrica, o que afeta fortemente a saída e degrada a qualidade do sinal (Manivel and Rabindran, 2015). Portanto, em circuitos de condicionamento geralmente são adicionados filtros para resolver este problema.

O EMG deve ser amplificado com destreza, e vários fatores devem ser considerados. Dentre eles podem-se destacar, um ganho de tensão típico de 100 a 2000 V/V e uma alta rejeição em modo comum (CMR) (Soderberg and Cook, 1984; Basmajian and De Luca, 1985; Poo and Sundaraj, 2010; Hao et al., 2011; De Luca, 2003).

Na literatura, existem diversos projetos de sistemas de condicionamento e registro de EMG. Porém muitos deles possuem limitações quanto ao custo, métodos de aquisição, filtragem, modulação do sinal, dentre outros.

Al-Quraishi et al. (2014) desenvolveram um sistema de multicanais para avaliar o EMG de membros inferiores. Entretanto, o uso de equipamentos de bancada, como o conversor analógico-digital (ADC) e o excesso de cabos que saem destes dispositivos, limitam os movimentos do usuário impedindo que atividades físicas mais intensas sejam realizadas durante as coletas. Além disso, o uso de placas de aquisição comercialmente vendidas e *softwares* pagos denotam um alto custo do projeto.

Visando o controle de próteses utilizando um dispositivo de baixo custo, Tariquzzaman et al. (2016) usaram o ADC de um microcontrolador básico e um circuito de condicionamento elaborado em *protoboard*. Além disso, eliminaram o uso de *softwares* pagos ao utilizarem uma ferramenta computacional de leitura de dados gratuita. Contudo, a capacidade de processamento e amostragem do sinal se mostraram limitadas e etapas de retificação no circuito implementado suprimiram significativamente informações relevantes do EMG.

Pancholi and Joshi (2018) desenvolveram um sistema de aquisição com múltiplos canais e alta fidelidade dos sinais para o controle de prótese em membros superiores. Porém, o uso de um módulo ADC de primeira linha, ferramentas computacionais dispendiosas e um microcontrolador com alto poder de processamento inviabilizam o projeto para aplicações que

exijam a minimização dos custos.

Outras topologias de sistemas de tratamento e aquisição de EMG podem ser vistos em (Ahamed et al., 2015; Ghapanchizadeh et al., 2014; Khan et al., 2012; Desa et al., 2016).

Com o objetivo de atender aplicações de contextos clínicos, ergonômicos e/ou tecnológicos, este artigo descreve o projeto e o desenvolvimento de um sistema completo de tratamento e aquisição de EMG com dois canais. Respeitando todas as diretrizes expostas neste documento para o condicionamento e coleta de EMG, de maneira correta, o projeto é implementado para atender tais aplicações de forma prática, portátil e com uma redução significativa nos custos, no peso e no volume.

Na Figura 2 é apresentado um diagrama esquemático do protótipo, desde a entrada por meio dos eletrodos até a aquisição do sinal condicionado feita pelo microcontrolador.

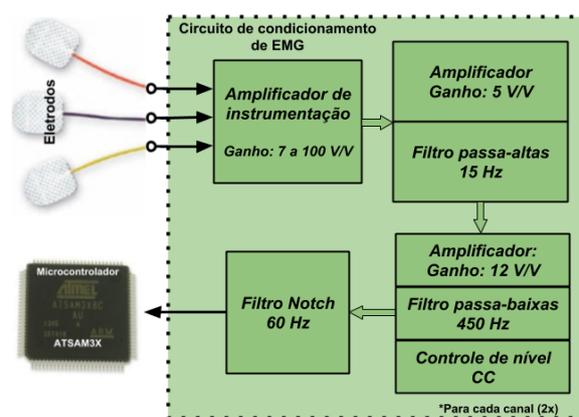


Figura 2: Diagrama esquemático do sistema de aquisição de EMG.

O dispositivo elaborado, além de contar com os elementos básicos para a aquisição, como microcontrolador e circuito de condicionamento, dispõe de um *slot* para cartão de memória (SD) e uma interface homem-máquina (IHM), que o torna livre de conexões USB e *softwares* de leitura de dados, além de permitir uma fácil interação com o usuário.

O circuito de condicionamento de EMG e a base de aquisição serão apresentados na próxima seção. As curvas de sinais EMG coletados no antebraço direito de um indivíduo, por meio do protótipo, serão discutidas em Resultados.

2 Materiais e Métodos

A descrição do sistema projetado está dividida em duas partes nesta seção. A primeira está relacionada ao circuito de condicionamento do EMG, ou seja, como foi realizado o tratamento do sinal antes dele chegar ao microcontrolador. Ambos os canais possuem o mesmo circuito, portanto, todas as considerações a respeito de um canal, referidas nesta seção, poderão ser generalizadas para os demais canais. A

segunda parte descreve como foi elaborada a base de coleta onde o usuário pode interagir com o sistema e selecionar modos de operação.

2.1 Circuito de Condicionamento do EMG

O projeto do circuito de condicionamento de EMG foi baseado nas informações contidas na seção anterior. Portanto, estágios de amplificação e filtragem também estão presentes no dispositivo. Na Figura 3 é apresentado o circuito completo de um canal, responsável por condicionar o sinal EMG.

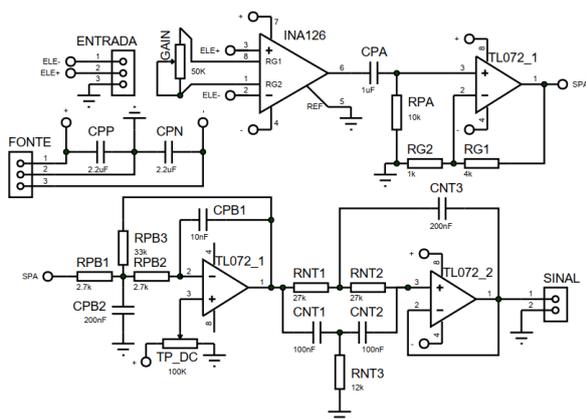


Figura 3: Projeto para simulação do circuito de condicionamento.

No primeiro estágio de amplificação é utilizado o CI INA126 (Instruments, 2000) com ganho ajustável de 7 a 100 V/V por meio de um potenciômetro. Com uma baixa tensão de *offset* (menores que $250\mu\text{V}$) e um CMR superior a 90 dB, este amplificador de instrumentação (*amp in*) é capaz de amplificar pequenas variações na entrada (Kitchin and Counts, 2004).

No segundo estágio, um amplificador operacional (*amp op*) do CI TL072 (Instruments, 2011) foi utilizado para elaborar um filtro ativo passa-altas de primeira ordem com ganho de 5 V/V e com corte em 15 Hz. Esta etapa além de reduzir consideravelmente a componente *CC* do EMG, também atenua o ruído ocasionado pela movimentação dos cabos (Webster, 1984).

No terceiro estágio, para cortar as frequências mais altas, o segundo *amp op* desse CI foi usado para projetar um filtro ativo passa-baixas de segunda ordem, com ganho de 12 V/V e com corte em 450 Hz. Este filtro elimina ruídos de elevadas frequências e tem um papel fundamental no processo de amostragem do sinal, uma vez que corrige problemas de *aliasing* (Clancy et al., 2002). Neste mesmo *amp op* foi empregado o controle de nível *CC* do sinal para que as tensões negativas presentes no EMG também possam ser lidas pelo conversor ADC do microcontrolador, dado que este trabalha apenas com tensões positivas.

Para evitar interferências causadas pela rede elétrica foi adicionado ao circuito um filtro rejeita-faixa

do tipo *notch* ajustado para o corte em 60 Hz. Sua estrutura foi planejada de modo que esta etapa do circuito seja facilmente desacoplada em casos que o sistema é alimentado por uma bateria e está independente da rede elétrica. A Figura 4 apresenta as placas do circuito com o filtro *notch* desacoplado.

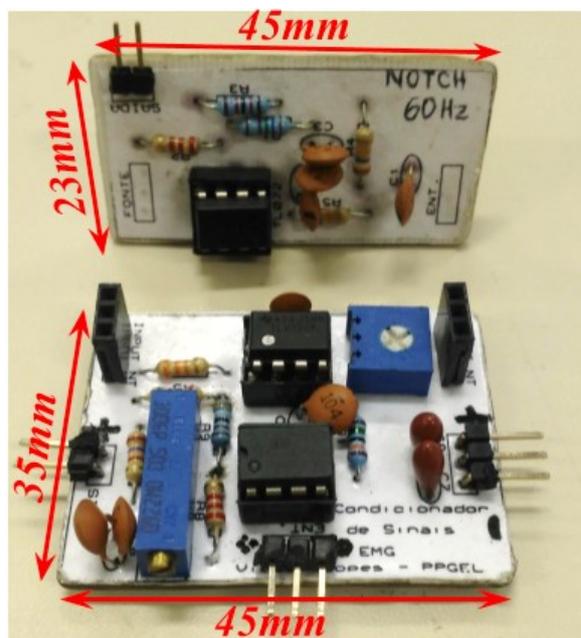


Figura 4: Placas do circuito de condicionamento.

O filtro *notch* é mostrado na parte superior da Figura 4 e, quando necessário, pode ser facilmente encaixado no circuito da parte inferior através dos conectores dispostos nas laterais da placa. Além disso, a Figura 4 expõe as dimensões reduzidas do circuito implementado.

2.2 Base de Aquisição

Responsável por traduzir as informações provenientes do circuito de condicionamento e enviar os dados para gravação, a base de aquisição é composta essencialmente por um microcontrolador, um visor LCD, uma barra de LED de 10 segmentos, um módulo para cartão SD e botões de navegação. Essa parte do protótipo controla todos os mecanismos e configurações relacionadas ao registro dos dados.

O microcontrolador possui arquitetura ARM de 32 bits e um processador *Atmel SAM3X8E Cortex-M3*. Além disso, conta com um ADC de 12 bits de resolução, ou seja, é capaz de ler 4096 valores diferentes em uma escala de 0 a 3,3 V (Atmel, 2015). Neste caso, o nível *CC* do circuito de condicionamento foi ajustado em 1,6 V para que o microcontrolador consiga ler as tensões negativas do EMG. Após completar a leitura dos sinais, o microcontrolador faz a conversão automática dos dados para que o valor de tensão *CC* volte para zero.

O visor LCD, a barra de LED e os botões compõem a IHM do protótipo. Com esses elementos o

usuário pode escolher o modo de gravação dos dados, visualizar a tensão *CC* ajustada e alterar a taxa de amostragem. Esta última foi padronizada em 1 kHz, podendo chegar até 2 kHz caso desejável. Algumas telas da interface são apresentadas na Figura 5.



Figura 5: Diferentes telas da interface com o usuário.

A IHM permite o usuário acompanhar pelo visor LCD os comandos estipulados no protocolo de coleta, ou seja, exibe a descrição dos movimentos a serem realizados durante a aquisição. A barra de LED indica ao usuário o tempo restante do movimento em execução apagando os LEDs de forma decrescente. Estes indicadores podem ser previamente configurados, modificando alguns parâmetros na programação do microcontrolador. A esquerda da Figura 5 são mostradas as telas de inicialização, tensão *CC* e escolha do modo de gravação. A direita desta figura é possível ver uma simulação de coleta que consiste em relaxar a mão até que a contagem da barra de LED se esgote e em seguida é solicitado que se faça a abertura do membro.

Nesta base existe dois modos de gravação que podem ser selecionados pelo usuário. O primeiro modo grava os dados no cartão SD e pode ser utilizado quando não existe um dispositivo externo como um *desktop* ou *notebook* para realizar o registro dos dados. O segundo modo de gravação se dá pela leitura dos dados feita através de uma porta serial, ou seja, o microcontrolador envia os dados em tempo real para um dispositivo externo utilizando o protocolo de comunicação serial UART (Laddha and Thakare, 2013). É neste modo de gravação que se faz necessário o uso do filtro *notch* acoplado ao sistema, visto que esses elementos externos geralmente estão conectados a rede elétrica.

2.3 Simulação de Aquisição de EMG

Para testar o sistema, foi elaborado um protocolo simples de aquisição de EMG nas musculaturas anterior e posterior do antebraço. Este protocolo é baseado no trabalho de Zhang et al. (2014). Os eletrodos do primeiro canal (CH1) foram colocados ao longo do músculo Flexor Superficial dos Dedos, e do segundo canal (CH2), ao longo do músculo Extensor Ulnar do Carpo. Os eletrodos de cada canal foram posicionados a uma distância de 2 cm entre eles e o eletrodo de referência colocado sobre o cotovelo.

Foram escolhidos cinco movimentos: movimento relaxante (MR), fechamento da mão (FM), abertura da mão (AM), movimento de pinça (MP), flexão da mão

(FXM) e extensão da mão (EXM). Na Figura 6 é mostrado como foi executado cada movimento. O tempo para cada execução foi de 2 segundos.

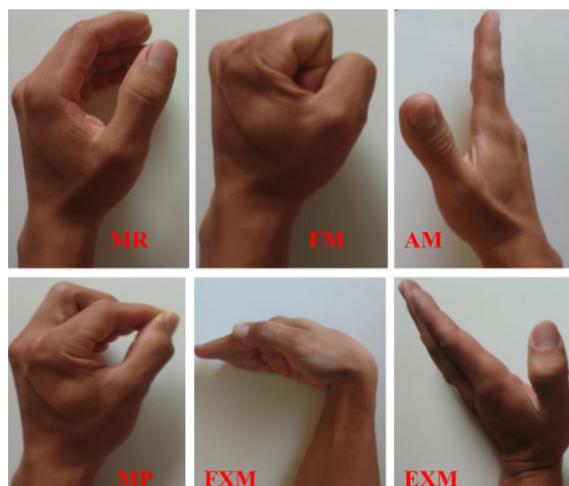


Figura 6: Seis movimentos diferentes do protocolo de coleta.

Pelo fato do MR possuir ativação muscular quase nula, este foi utilizado entre um movimento e outro para facilitar a identificação de cada atividade. Desta maneira, o tempo total de aquisição foi de 22 segundos. A frequência de amostragem utilizada foi de 1 kHz.

3 Resultados e Discussões

Na Figura 7 são mostradas formas de onda dos dois canais ao realizar todos os movimentos (MR, FM, AM, MP, FXM e EXM).

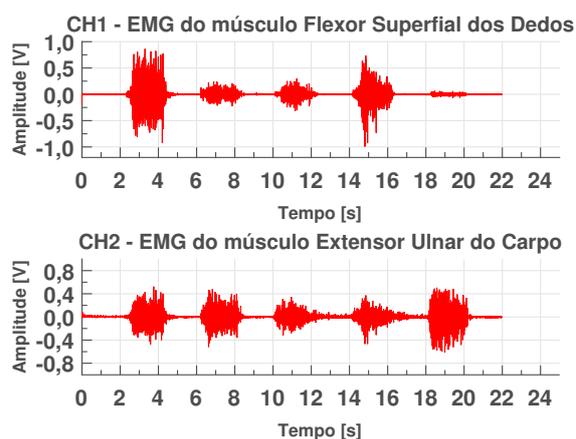


Figura 7: Sinais coletados pelo sistema de aquisição.

Ao analisar os sinais da Figura 7 é possível verificar que a ativação da musculatura observada em ambos canais varia a sua intensidade conforme o movimento realizado. De maneira geral, nos movimentos de flexão (FM e FXM) houve um maior estímulo no CH1, visto que os eletrodos deste canal estão posicionados sobre uma região de músculos flexores. De ma-

neira semelhante, nos movimentos de extensão (AM e EXM) ocorreram maiores ativações no CH2, uma vez que esses eletrodos estão sobre músculos extensores.

A amplitude pico a pico vista no CH1 durante o movimento de FM foi a maior dentre as demais, porém este valor manteve-se abaixo de 3 V, respeitando os limites do conversor ADC. Também foi realizada uma análise no domínio da frequência. O espectro da banda passante dos dois canais é apresentado na Figura 8.

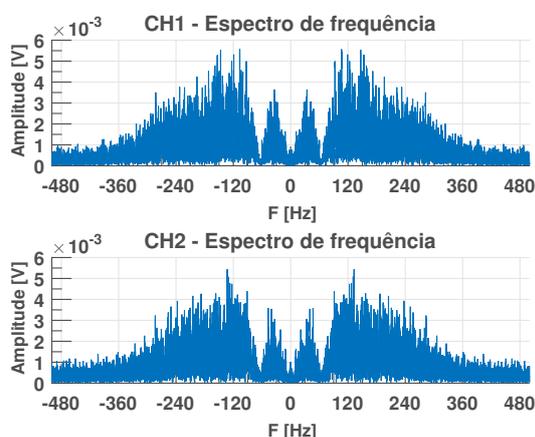


Figura 8: Espectro de frequência dos sinais coletados.

A eficácia dos filtros implementados no circuito de condicionamento pode ser confirmada ao observar na Figura 8 a componente *CC*, a interferência de 60 Hz e frequências próximas de 500 Hz com forte atenuação.

Em ambos modos de gravação não houve perda de dados ou queda na taxa de amostragem. Dado que as coletas em ambos os modos, utilizando o mesmo protocolo, se mostraram bastante semelhantes, as representações gráficas dos dados adquiridos através do cartão SD foram omitidas deste trabalho.

4 Conclusão

O protótipo elaborado se mostrou um sistema completo e apto para uso nas mais diversas aplicações que envolvem eletromiografia. A placa de condicionamento, apesar de pequena, cumpriu seu papel realizando uma amplificação equilibrada e uma filtragem seletiva das bandas de frequências mais relevantes. A base de coleta trouxe uma melhor execução dos protocolos de coleta, visto que sua IHM deixa o usuário confortável para executar as tarefas com mais precisão.

Basicamente, todos os componentes utilizados na fabricação deste sistema são genéricos e comercialmente disponíveis no mercado, o que o torna uma boa opção para aplicações que exijam baixo custo. O seu tamanho reduzido e sua independência de computadores e outros dispositivos externos o faz conveniente em aplicações que exijam a ausência de fios, como nas medições de EMG em atletas durante suas atividades físicas.

Agradecimentos

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), a Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais (FAPEMIG), ao Instituto Nacional de Energia Elétrica (INERGE) e ao Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica (PPGEL-UFSJ/CEFET-MG).

Referências

- Ahamed, M. A., Ahad, M. A.-U., Sohag, M. H. A. and Ahmad, M. (2015). Development of low cost wireless biosignal acquisition system for ecg emg and eog, *Electrical Information and Communication Technology (EICT), 2015 2nd International Conference on*, IEEE, pp. 195–199.
- Al-Quraishi, M. S., Ishak, A. J., Ahmad, S. A. and Hassan, M. K. (2014). Multichannel emg data acquisition system: Design and temporal analysis during human ankle joint movements, *Biomedical Engineering and Sciences (IECBES), 2014 IEEE Conference on*, IEEE, pp. 338–342.
- Atmel (2015). Sam3x / sam3a series datasheet, *Atmel Corporation* p. 1459.
- Basmajian, J. V. and De Luca, C. (1985). Muscles alive, *Muscles alive: their functions revealed by electromyography* **278**: 126.
- Clancy, E. A., Morin, E. L. and Merletti, R. (2002). Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography, *Journal of electromyography and kinesiology* **12**(1): 1–16.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics, *Journal of applied biomechanics* **13**(2): 135–163.
- De Luca, G. (2003). Fundamental concepts in emg signal acquisition, *Copyright Delsys Inc*.
- Desa, H., Zuber, M., Jailani, R. and Tahir, N. (2016). Development of emg circuit for detection of leg movement, *Computer Applications & Industrial Electronics (ISCAIE), 2016 IEEE Symposium on*, IEEE, pp. 46–51.
- Ghapanchizadeh, H., Ahmad, S. A. and Ishak, A. J. (2014). Developing multichannel surface emg acquisition system by using instrument opamp ina2141, *Region 10 Symposium, 2014 IEEE*, IEEE, pp. 258–263.
- Hao, D. M., Zhang, Y., Zhang, D. Y., Wan, Z. and Yang, Y. (2011). Measurement and analysis of surface electromyogram and handgrip force, *Advanced Materials Research*, Vol. 225, Trans Tech Publ, pp. 1318–1322.

- Instruments, T. (2000). Ina126 - micropower instrumentation amplifier, *INAx126 datasheet* .
- Instruments, T. (2011). TI072 - low-noise jfet-input operational amplifier, *TL07x datasheet* .
- Jamal, M. Z. (2012). Signal acquisition using surface emg and circuit design considerations for robotic prosthesis, *Computational Intelligence in Electromyography Analysis-A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, InTech.
- Karlsson, S. and Gerdle, B. (2001). Mean frequency and signal amplitude of the surface emg of the quadriceps muscles increase with increasing torque—a study using the continuous wavelet transform, *Journal of electromyography and kinesiology* **11**(2): 131–140.
- Khan, M. H., Wajdan, A., Khan, M., Ali, H., Iqbal, J., Shahbaz, U. and Rashid, N. (2012). Design of low cost and portable emg circuitry for use in active prosthesis applications, *Robotics and Artificial Intelligence (ICRAI), 2012 International Conference on*, IEEE, pp. 204–207.
- Kitchin, C. and Counts, L. (2004). *A designer's guide to instrumentation amplifiers*, Analog Devices.
- Laddha, N. R. and Thakare, A. (2013). A review on serial communication by uart, *International journal of advanced research in computer science and software engineering* **3**(1).
- Manivel, K. and Rabindran, R. (2015). Noise removal for baseline wander and power line in electrocardiograph signals, *International Journal of Advanced Research in Electrical, Electronics and Instrumentation Engineering* **4**: 1114–1122.
- Merletti, R. and Di Torino, P. (1999). Standards for reporting emg data, *J Electromyogr Kinesiol* **9**(1): 3–4.
- Merletti, R. and Parker, P. A. (2004). *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications*, Vol. 11, John Wiley & Sons.
- Najarian, K. and Splinter, R. (2005). *Biomedical signal and image processing*, CRC press.
- Ortolan, R. L. (2002). *Estudo e Avaliação de Técnicas de Processamento do Sinal Mioelétrico para o controle de Sistemas de Reabilitação*, PhD thesis, Universidade de São Paulo.
- Pancholi, S. and Joshi, A. M. (2018). Portable emg data acquisition module for upper limb prosthesis application, *IEEE Sensors Journal* .
- Poo, T. S. and Sundaraj, K. (2010). Design and development of a low cost emg signal acquisition system using surface emg electrode, *Circuits and Systems (APCCAS), 2010 IEEE Asia Pacific Conference on*, IEEE, pp. 24–27.
- Quach, J. H. (2007). Surface electromyography: Use, design & technological overview, *Paper diakses menggunakan http://www. Google. com. Pada* **8**.
- Soderberg, G. L. and Cook, T. M. (1984). Electromyography in biomechanics, *Physical Therapy* **64**(12): 1813–1820.
- Tariquzzaman, M., Khanam, F., Sohag, M. H. A. and Ahmad, M. (2016). Design and implementation of a low cost multichannel rectified emg acquisition system, *Computer and Information Technology (ICCIT), 2016 19th International Conference on*, IEEE, pp. 261–265.
- Wang, J., Tang, L. and Bronlund, J. E. (2013). Surface emg signal amplification and filtering, *International Journal of Computer Applications* **82**(1).
- Webster, J. G. (1984). Reducing motion artifacts and interference in biopotential recording, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* (12): 823–826.
- Zhang, D., Zhao, X., Han, J. and Zhao, Y. (2014). A comparative study on pca and lda based emg pattern recognition for anthropomorphic robotic hand, *Robotics and Automation (ICRA), 2014 IEEE International Conference on*, IEEE, pp. 4850–4855.