

SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS E ELETRÔNICA ANALÓGICA APLICADOS AO CONTROLE DE CADEIRA DE RODAS MOTORIZADA

L. R. Borges*, L. S. Furtado*, G. D. L. S. Júnior**, A. A. J. Fernandes*, E. L. M. Naves*

*Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica, Uberlândia, Brasil

**Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica, Uberlândia, Brasil

borges.ludymila@gmail.com

Resumo: Este trabalho apresenta um sistema para captação e processamento de sinais eletromiográficos para controle de uma cadeira de rodas motorizada por meio de eletrônica analógica. A eletromiografia é o estudo da atividade muscular do corpo humano, possuindo diversas aplicações em diversas áreas, dentre elas a Tecnologia Assistiva (TA). Por sua vez, a TA proporciona à pessoa com deficiência maior independência, qualidade de vida e inclusão social, através da ampliação de sua comunicação e mobilidade. Dessa forma, pessoas que possuem alguma desabilidade severa, com o auxílio da TA correlacionada ao uso da eletromiografia (EMG), podem controlar uma cadeira de rodas motorizada para sua autonomia na locomoção.

Palavras-chave: Tecnologias assistivas, eletromiografia, cadeira de rodas motorizada, eletrônica analógica.

Abstract: *This work introduces a system to capture and process electromyographic signals for control of a motorized wheelchair by analog electronic. The electromyography is the study of the muscular activity of the human body, having several applications in many areas, among them the Assistive Technology (AT). In turn, the AT provides to people with disabilities greater independence, quality of life and social inclusion by increasing communication and mobility. Thus people who have some severe disability, with help of AT correlated with the use of electromyography, can control a motorized wheelchair to their autonomy in locomotion.*

Keywords: *Assistive technology, electromyography, motorized wheelchairs, analog electronics.*

Introdução

Muitas desabilidades podem afetar a forma como os indivíduos se integram e convivem em um dado ambiente. Segundo dados publicados em [1], 45.606.048 de brasileiros, o que equivale a 23.9% da população total, possui algum tipo de deficiência, destes, 7% possui deficiência motora. Nesta população, há incidências de casos em que o indivíduo possui a incapacidade de controle dos membros inferiores e superiores, devido a lesões na coluna espinhal a nível cervical ou desordens neurais. Este público necessita do

auxílio da Tecnologia Assistiva (TA) não apenas a nível mecânico, como pelo uso da cadeira de rodas, como em nível eletrônico, por meio de novas formas de acionamento e condução da mesma.

Segundo [2] Tecnologia Assistiva consiste em dispositivos e outras soluções que auxiliam pessoas com deficiência física, mental ou emocional. Para [3] a TA pode ser percebida como um meio que promove a ampliação da habilidade deficitária, possibilitando a realização de uma função almejada e melhorias no campo da comunicação, locomoção, trabalho, aprendizado e qualidade de vida.

Geralmente a interação homem-máquina é um aspecto crítico para pessoas com deficiência. Recentemente muitos estudos são feitos em busca de novos canais de interação, assim como diferentes soluções para pessoas que não podem usar interfaces convencionais. Uma das soluções é usar biopotenciais, atividade elétrica do corpo humano em nível celular, sendo os quatro principais: eletrocardiograma (ECG), eletromiograma (EMG), eletrooculograma (EOG) e eletroencefalograma (EEG).

Diante disso, um dos principais objetivos deste trabalho é contribuir e promover a qualidade de vida, facilitando a realização de atividade diária como a locomoção, para o público que apresenta alguma habilidade deficitária, em especial atenção para aqueles que não possuem a capacidade de movimentação dos membros inferiores e superiores, fornecendo assim, uma forma alternativa para controle da cadeira de rodas motorizada, por meio do uso de EMG de superfície (sEMG) combinados com o uso da eletrônica analógica. Diferente do encontrado em sistemas que têm empregado este mecanismo de controle [4, 5 e 6], a novidade deste projeto é o emprego de componentes tradicionalmente usados em eletrônica analógica.

Materiais e métodos

O projeto é composto por um eletromiógrafo para coleta de sinais sEMG, um circuito eletrônico analógico para processamento do sinal e controle da cadeira de rodas e a cadeira de rodas motorizada. Foram utilizados dois canais de eletromiografia para controle dos movimentos da cadeira de rodas. O diagrama de blocos do sistema completo é mostrado na Figura 1.

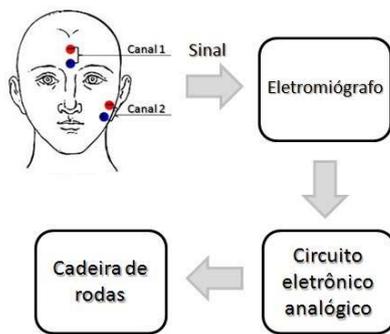


Figura 1: Diagrama de blocos do projeto.

Sinal sEMG – Para coleta do sinal sEMG foram utilizados eletrodos de superfície passivos de Ag/AgCl da marca Meditrace, em configuração bipolar. O sistema para aquisição de sinais utilizado foi o EMG System do Brasil de 4 canais, modelo 411C, o mesmo apresenta condicionadores de sinais com ou sem conversor analógico, assim comporta uma saída USB para o sinal digital e 4 saídas analógicas para sinais. Neste projeto utilizou-se a saída analógica de 2 canais, assim fez-se o uso do sinal retificado de forma analógica obtido do aparelho utilizado. A Figura 2 mostra o equipamento utilizado.



Figura 2: Eletromiógrafo EMG System.

Para controle da cadeira de rodas utilizou-se dois músculos diferentes, localizados na face. Foram selecionados os músculos masseter e occipitofrontal. O primeiro ficou responsável pelo movimento de direcionar a cadeira para direita ou para esquerda e o segundo controla o movimento de andar para frente, para trás e parar. A Figura 3 mostra o posicionamento dos eletrodos, como não há protocolo SENIAM para músculos da face, o posicionamento foi baseado em [7].

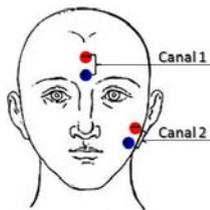


Figura 3: Posicionamento dos eletrodos.

Cadeira de rodas – A cadeira de rodas motorizada utilizada no projeto é da marca Seat Mobile do Brasil modelo SM2. Contém duas baterias seladas de 12V e 45Ah, permite controle da direção por meio de *joystick* e admite velocidade de no máximo 8km/h, controlada por meio de botões. A Figura 4 mostra a cadeira de rodas motorizada utilizada no projeto.



Figura 4: Cadeira de rodas motorizada SMB SM2.

Como a cadeira de rodas é controlada por *joystick*, para habilitar o controle da mesma por meio de sinais sEMG, foi necessário entender o acionamento dos motores por meio dos comandos enviados pelo *joystick* para depois ser possível recriar o mesmo controle por meio do circuito eletrônico. Assim, observaram-se as entradas de oito pinos do circuito eletrônico da cadeira, para as intenções dos seguintes movimentos: frente, trás, direita, esquerda e parada. Os resultados observados estão contidos na Tabela 1.

Tabela 1: Tensões para acionamento e controle da cadeira de rodas

Pino	Parada	Frente	Trás	Direita	Esquerda
1	0V				
2	2,4V				
3	2,4V	3,8V	1V	2,4V	2,4V
4	2,4V	2,4V	2,4V	3,8V	1V
5	Alimentação (5V)				
6	Terra				
7	2,4V	3,8V	1V	2,4V	2,4V
8	2,4V	2,4V	2,4V	3,8V	1V

Pode-se perceber que os pinos 3 e 7 e os pinos 4 e 8 são síncronos entre si e necessitam da mesma tensão para determinado movimento, foi possível perceber que para o motor guiar para frente é necessária a tensão de 3,8 volts, para guiar para trás a tensão de 1,0 volt e para ficar parado de 2,4 volts.

Circuito eletrônico analógico – Diante do que foi exposto, foi proposto um circuito eletrônico para

permitir que o sinal sEMG fosse utilizado para comandar a cadeira de rodas. O circuito foi dividido em 3 módulos: comparador, controle e acionamento.

A Figura 5 mostra esquemático do circuito eletrônico desenvolvido para o módulo comparador.

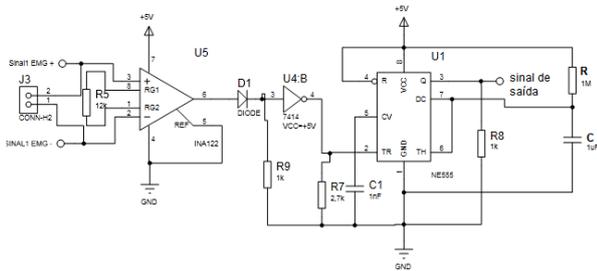


Figura 5: Esquemático do circuito eletrônico do módulo comparador.

Foi utilizado um amplificador diferencial (INA 121) para atenuar ruídos, seguido de um amplificador operacional (AO) NE555 para funcionar como um comparador. Assim, quando o sinal sEMG ultrapassasse em amplitude um limiar, a saída do AO vai para nível lógico alto e assim permanece por um tempo de 1segundo. Este tempo pode ser calculado pela Equação 1, através da combinação de valores de capacitor e resistência.

$$T = 1,1 \cdot C \cdot R \quad (1)$$

O módulo comparador se liga ao módulo controle na entrada de clock do flip flop do tipo JK, Figura 6, que é sensível a borda de subida. Assim, quando o primeiro flip flop recebe o clock, o mesmo muda sua saída para nível lógico alto. A saída do primeiro flip flop se liga a entrada de clock do segundo flip flop que muda seu estado de saída a cada borda de subida percebida no clock. Pode-se obter então as formas de onda dos flip flops, como mostrado na Figura 7.

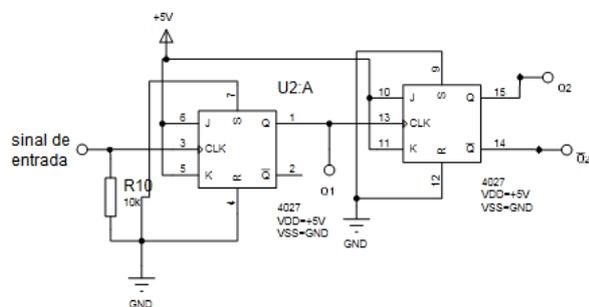


Figura 6: Esquemático do circuito eletrônico do módulo controle.

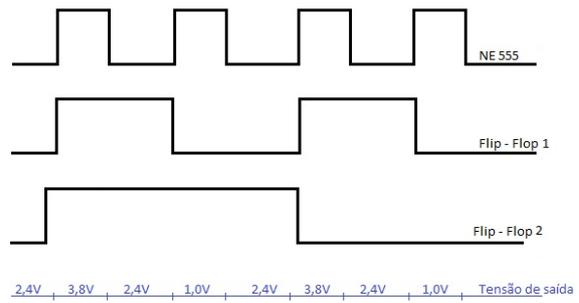


Figura 7: Formas de onda das saídas NE555, flip flop 1 e flip flop 2.

O módulo acionamento é utilizado para comutação das tensões necessárias aos pinos do circuito eletrônico da cadeira de rodas. Foram utilizados mosfets IRF 640 na configuração ilustrada na Figura 8.

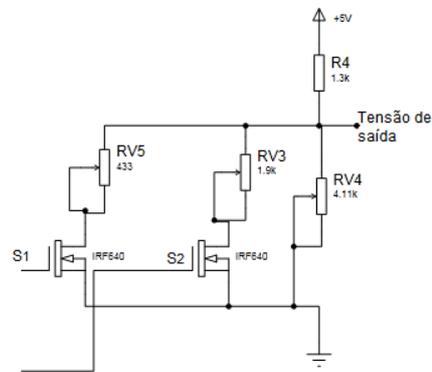


Figura 8: Esquemático do circuito eletrônico do módulo acionamento.

Desse modo, o mosfet estaria acionado, ou seja, permitindo condução entre o dreno e a fonte quando o mesmo recebesse uma tensão de porta de 5V. O primeiro mosfet estaria acionado apenas quando o nível de tensão requerido for de 1,0V. O segundo mosfet estaria acionado quando o nível de tensão solicitado for de 2,4V. Para o nível de tensão de 3,8V ambos os mosfets não estariam acionados. A Tabela 2 é a tabela verdade da lógica proposta.

Tabela 2: Tabela verdade.

Q1	Q2	S1	S2
0	0	0	1
0	1	0	1
1	0	1	0
1	1	0	0

Onde:

Q1 = saída do flip-flop 1

Q2 = saída do flip-flop 2

S1 = porta do primeiro mosfet

S2 = porta do segundo mosfet

Através da tabela é possível determinar as equações booleanas.

$$S1 = Q1 \cdot \overline{Q2} \quad (2)$$

$$S2 = \overline{Q1} \quad (3)$$

Dessa forma, foram combinadas portas AND e NOT por meio dos componentes 7408 e 7414 respectivamente, para obter as saídas desejadas.

A alimentação do circuito foi proveniente da bateria da cadeira de rodas motorizada e a tensão necessária foi requerida através de um regulador de tensão.

Resultados e Discussão

Diante do exposto e desenvolvido, os resultados obtidos foram que quando o voluntário contraiu o músculo, provocou uma variação nas tensões de saída que alteraram a velocidade do motor da cadeira.

Dessa forma, para o músculo occipitofrontal o protocolo utilizado para funcionamento é baseado na mudança dos estados (parada – frente – parada – trás) a cada contração. Para o músculo masseter, o protocolo a cada contração é para movimentos de rotação (parada – direita – parada – esquerda).

O protocolo utilizado pode dificultar alguns controles, como, por exemplo, se o usuário quiser andar para trás em uma situação de perigo em que o mesmo não pode andar para frente e se encontra parado (percebe-se que há duas situações em que a cadeira se encontra no estado parada: antes do movimento para frente e antes do movimento para trás), se for o parado que antecede os 3,8V, o mesmo deverá contrair o músculo 3 vezes a fim de obter o movimento desejado, assim a cadeira iria para frente, pararia e assim andaria para trás. Como na situação hipotética descrita o usuário não quer andar para frente, as contrações deveriam ser seguidas e rápidas, porém em uma diferença de 1 segundo para que o sistema reconhecesse a intenção de movimento.

Conclusão

Sabe-se que a interação homem-máquina é complexa e por vezes crítica. Foi mostrado neste trabalho que é possível, por meio de um projeto bem elaborado, realizar o controle de dispositivo de TA a partir de fonte alternativa como os biopotenciais e ainda utilizando técnicas tradicionais empregadas em eletrônica analógica.

Em comparação a outros projetos já desenvolvidos para o mesmo propósito e citados neste trabalho, o presente sistema se destaca pela sua simplicidade ao empregar um controle de forma analógica, sem o uso de microcontroladores ou processamento digital de sinais.

Embora o modelo proposto tenha atingido seu objetivo inicial de controlar a cadeira de rodas motorizada, o mesmo ainda não foi testado em paciente.

Para que o sistema seja utilizado em situação real será necessário ainda dotá-lo de esquema de anticolisão, como por meio de sensores de ultrassom. A equipe pretende tratar deste ponto nas futuras etapas do projeto. Assim, não é ainda possível determinar um tempo para treinamento do uso do sistema.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq, à CAPES e a FAPEMIG pelo apoio financeiro para esta pesquisa.

Referências

- [1] CENSO. Cartilha do Censo 2010: Pessoas com Deficiência. Brasil: Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa Com Deficiência, 2010.
- [2] LAPLANTE, M. P.; HENDERSHOT, G. E.; MOSS, A. J.. Assistive Technology Devices and Home Accessibility: Features: Prevalence, Payment, Need, and Trends. *Advance Data From Vital And Health Statistics*, Hyattsville, Md., v. 217, p.2-5, 16 set. 1992.
- [3] BERSCH, R.. INTRODUÇÃO À TECNOLOGIA ASSISTIVA. Porto Alegre - RS: Cedi - Centro Especializado em Desenvolvimento Infantil, 2008.
- [4] Tsui, C.S.L.; Pei Jia; Gan, J.Q.; Huosheng Hu; Kui Yuan, "EMG-based hands-free wheelchair control with EOG attention shift detection," *Robotics and Biomimetics*, 2007. ROBIO 2007. IEEE International Conference on , vol., no., pp.1266,1271, 15-18 Dec. 2007 doi: 10.1109/ROBIO.2007.4522346
- [5] Neto, AF.; Celeste, W.C.; Martins, V.R.; Filho, T.F.B.; Filho, M.S., "Human-Machine Interface Based on Electro-Biological Signals for Mobile Vehicles," *Industrial Electronics*, 2006 IEEE International Symposium on , vol.4, no., pp.2954,2959, 9-13 July 2006 doi: 10.1109/ISIE.2006.296086
- [6] Arjunan, S.P.; Weghorn, H.; O'Connor, J.; Kumar, D.; Shahebjada, S.; Bastos, T., "Towards better real-time control of smart wheelchair using subtle finger movements via wireless (blue-tooth) interface," *Intelligent Human Computer Interaction (IHCI)*, 2012 4th International Conference on , vol., no., pp.1,5, 27-29 Dec. 2012 doi: 10.1109/IHCI.2012.6481786
- [7] Silva, AN.; Morere, Y.; Naves, E.L.M.; de Sa, AAR.; Soares, AB., "Virtual electric wheelchair controlled by electromyographic signals," *Biosignals and Biorobotics Conference (BRC)*, 2013 ISSNIP , vol., no., pp.1,5, 18-20 Feb. 2013 doi: 10.1109/BRC.2013.6487517