

CONTROLE DE CADEIRA DE RODAS POR MEIO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS UTILIZANDO ELETRÔNICA ANALÓGICA E CIRCUITOS LÓGICOS

Ludymila Ribeiro Borges, Lorena Souza Furtado, Glicerinho Danter Lopes Soares Júnior, Augusto Adam Jäger Fernandes, Eduardo Lázaro Martins Naves
Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Elétrica, Uberlândia – Minas Gerais,
borges.ludymila@gmail.com, lofurtado@gmail.com

Resumo - O avanço em Tecnologias Assistivas promove acessibilidade, mobilidade, autonomia, inserção ou reinserção na sociedade para pessoas com necessidades especiais. Cadeiras de rodas motorizadas é um exemplo desta tecnologia. Elas proporcionam maior independência para estes usuários e demanda pouco esforço físico. Porém a forma de conduzir e guiar a mesma pode limitar seu uso para algumas pessoas. Assim, este artigo apresenta um sistema de controle da cadeira de rodas por meio de sinais eletromiográficos. Esta se apresenta como uma ferramenta importante como forma alternativa de controle, que permite usuários com disfunção motora nos membros tanto inferiores quanto superiores, se movimentar de forma autônoma.

Palavras-Chave - Tecnologia assistivas, eletromiografia, cadeira de rodas motorizada, eletrônica analógica.

CONTROL OF MOTORIZED WHEELCHAIR BY MEANS OF ELECTROMYOGRAPHIC SIGNALS USING ANALOG ELECTRONICS AND LOGICIANS CIRCUITS

Abstract - The development of assistive technology improves accessibility, mobility, autonomy, integration or reintegration in the society to people with disabilities. Motorized wheelchairs are an example of this type of technology. They give more independence to these users and require less physical effort. Nevertheless the way to lead and guide it may limit its use for some people. Thus, this paper shows a system of control the wheelchair with electromyography signals. It can be a great tool like alternative way of control, which allow users with motor disabilities in both lower and upper limbs, move themselves with autonomy.

Keywords - Assistive technology, electromyography, motorized wheelchairs, analog electronics.

I. 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.

Tecnologia Assistiva (TA) consiste em dispositivos e outras soluções que auxiliam pessoas com desabilidades física, mental ou emocional [2]. A TA pode ser percebida como um meio que promove a ampliação da habilidade deficitária, possibilitando a realização de uma função almejada [3]. Possibilitando 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 [4]. Em [5], o autor aborda uma forma de controle de cadeira de rodas utilizando eletrooculografia (EOG) que consiste na colocação de eletrodos superficiais ao redor do olho para detectar mudança de potencial devido a movimentos oculares. Segundo [6] aborda o controle de cadeira de rodas motorizada em base na atividade eletromiográfica dos músculos esternocleidomastoideo e trapezio. Em [7], mostra o comando de uma cadeira de rodas robótica por meio de Potenciais Evocados Visuais de Estado Permanente (Steady-State Visual Evoked Potential - SSVEP), como recurso adicional incorpora um *feedback* visual que melhora o desempenho do sistema.

Diante do exposto, um dos principais objetivos deste trabalho é fornecer uma forma alternativa para controle da cadeira de rodas motorizada, por meio do uso da eletromiografia (EMG) dos músculos da face.



XII CEEL – ISSN 2178-8308
13 a 17 de Outubro de 2014
Universidade Federal de Uberlândia – UFU
Uberlândia – Minas Gerais – Brasil

II. MATERIAS E MÉTODOS

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

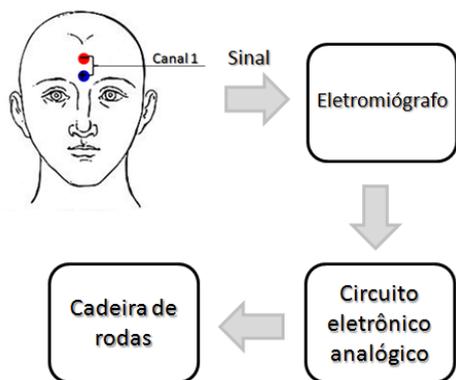


Fig. 1. Diagrama de blocos do projeto.

A. Sinal EMG

Para coleta do sinal EMG foram utilizados eletrodos de superfície passivos de Ag/AgCl da marca MEDITRACE. Componente usado para detecção de correntes na pele através da interface eletrodo-pele e por serem sensíveis à ruídos externos necessitam da abrasão e limpeza da pele para diminuir a impedância da mesma [8]. 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. Possibilita também atribuir um ganho ao sinal, retificar o mesmo e apresentar sua envoltória. O formato de onda da envoltória do sinal EMG permite determinar um limiar de ativação e conseqüentemente determinar comandos a serem enviados para controle da cadeira de rodas. Neste projeto utilizou-se a saída analógica de 1 canal. A Figura 2 mostra o equipamento utilizado.



Fig. 2. Eletromiógrafo EMG System.

Para controle da cadeira de rodas utilizou-se um músculo localizado na face. Foi selecionado o músculo occipitofrontal. Que ficou responsável pelo controle do movimento de andar para frente, para trás e parar. A Figura 3 mostra o posicionamento dos eletrodos.

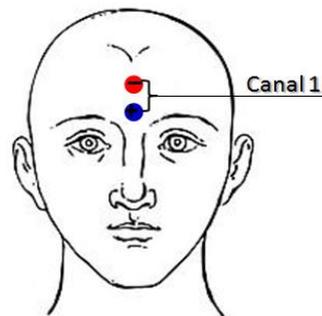


Fig. 3. Posicionamento dos eletrodos.

B. Cadeira de rodas

A cadeira de rodas motorizada utilizada no projeto é da marca SEAT MOBILE DO BRASIL modelo SM2, a mesma apresenta motor de corrente contínua e ímã permanente, dispõe de tração por redutos e freio eletromagnético acoplado. 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.



Fig. 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 EMG, 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 a intenção dos seguintes movimentos: frente, trás e parada. Os resultados observados estão contidos na Tabela I.

Tabela I: 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.

C. Circuito eletrônico analógico

Diante do que foi exposto, foi proposto um circuito eletrônico para permitir que o sinal EMG fosse utilizado para comandar a cadeira de rodas. A Figura 5 mostra esquemático do circuito eletrônico desenvolvido pra comparação e controle.

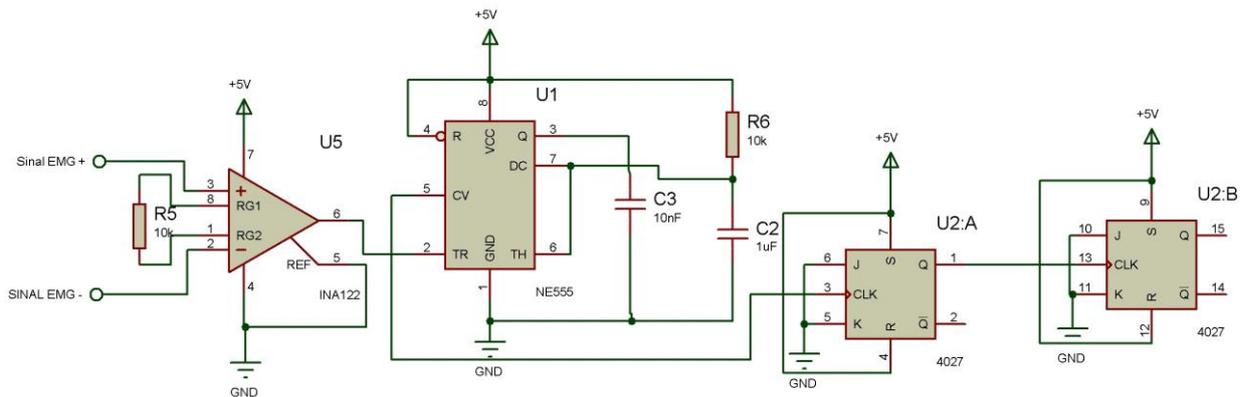


Fig. 5. Esquemático do circuito eletrônico de comparação e controle

Foi utilizado um amplificador diferencial (INA 121) para atenuar ruídos, seguido de um temporizador NE555 para funcionar como um comparador. Assim, quando o sinal EMG ultrapassasse em amplitude um limiar, que pode ser ajustada pelo potenciômetro, a saída do temporizador vai para nível lógico alto e assim permanece por um tempo de 1 segundo. Este tempo pode ser calculado pela equação 1, através da combinação de valores dos capacitor e resistência [9].

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

Este por sua vez está acoplado ao clock de flip flop do tipo JK, 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 [10]. 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. Assim podem-se obter as formas de onda dos flip flops, como mostrado na Figura 6.

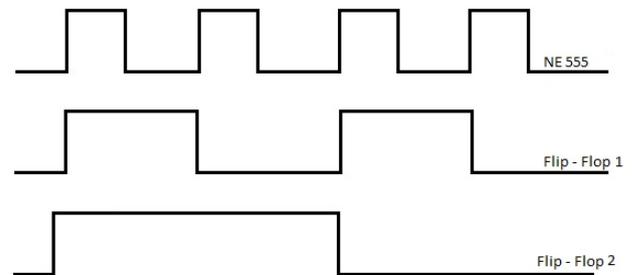


Fig. 6. Formas de onda das saídas NE555, flip flop 1, flip flop 2 e a tensão de saída.

Para comutação das tensões necessárias aos pinos do circuito eletrônico da cadeira de rodas, foram utilizados mosfets IRF 640 na configuração ilustrada na Figura 7.

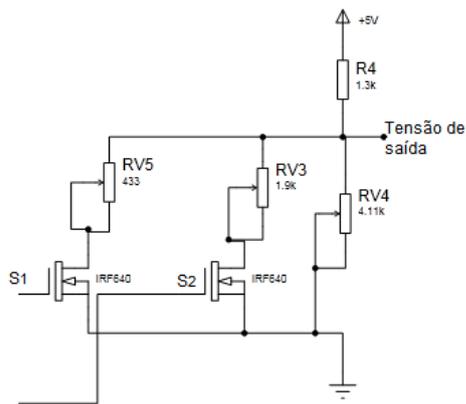


Fig. 7. Esquemático dos mosfets.

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 II é a tabela verdade da lógica proposta.

Tabela II: Tabela verdade.

Q ₁	Q ₂	S ₁	S ₂
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 = entrada no primeiro mosfet

S₂ = entrada no segundo mosfet

Através da tabela, é possível determinar as equações booleanas.

$$S_1 = Q_1 \cdot \overline{Q_2} \quad (2)$$

$$S_2 = \overline{Q_1} \quad (3)$$

Dessa forma, foram combinadas portas AND e NAND, por meio dos componentes 7408 e 7414 respectivamente, para obter as saídas desejadas.

III. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Diante do exposto e desenvolvido, os resultados obtidos foram que quando o voluntário contraiu o músculo occipitofrontal o mesmo disparou o temporizador do NE555 que permaneceu com sua saída em nível lógico alto por 1 segundo. Gerou o pulso de clock no flip-flop 1, que por sua vez gerou outro pulso de clock no flip-flop 2, que combinadas em portas lógicas AND e NAND, levou ao

gatilhamento ou não dos mosfets, causando variações na tensão de saída.

Consequentemente as variações nas tensões de saída alteraram a velocidade do motor da cadeira de rodas motorizada. Assim na primeira contração muscular a cadeira começou a andar para frente na tensão de 3,8V, na segunda a cadeira parou na tensão de 2,4V, na terceira contração a cadeira andou para trás com a tensão de 1,0V, já a quarta contração permitiu começar um novo ciclo com a cadeira parada em 2,4V.

Este protocolo utilizado para funcionamento baseado na mudança dos estados (parada – frente – parada – trás) 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.

IV. CONCLUSÃO

Sabe-se que a interação homem-máquina é complexa e por vezes crítica. O projeto exposto visa facilitar esta interação e possibilitar a locomoção de forma alternativa. Em comparação a outros projetos já desenvolvidos para o mesmo propósito e já 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.

O sistema proposto descrito até o presente momento ainda não controla os movimentos de rotação e direcionamento para direita ou para a esquerda, porém sua implementação é possível por meio da análise análoga do circuito referente aos movimentos frente/trás. Este é o objetivo das próximas etapas de desenvolvimento.

O projeto ainda não foi testado para em pacientes, o que pretende-se acontecer nas futuras etapas do projeto. Embora a equipe tenha obtido resultados interessantes, trata-se de um estudo piloto com limitações a serem tratadas para utilização por usuários potenciais. Como por exemplo, dotar a cadeira de um sistema anti-colisão.

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] RAYA, R; ROCON, E; CERES, R; CALDERÓN L. AND PONS J. L. (2012). New Strategies of Mobility and Interaction for People with Cerebral Palsy, Assistive Technologies, Dr. Fernando Auat Cheein (Ed.), ISBN: 978-953-51-0348-6, InTech, DOI: 10.5772/31214. Disponível em: <<http://www.intechopen.com/books/assistive-technologies/new-strategies-of-mobility-and-interaction-for-people-with-cerebral-palsy>>.
- [5] BAREA, R. et al. Wheelchair Guidance Strategies Using EOG. Journal Of Intelligent And Robotic Systems, Madri, Spain n. 34, p.279-299, 2002.
- [6] Jeong-Su Han; Zenn Bien, Z.; Dae-Jin Kim; Hyong-Euk Lee; Jong-Sung Kim, "Human-machine interface for wheelchair control with EMG and its evaluation," Engineering in Medicine and Biology Society, 2003. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE , vol.2, no., pp.1602,1605 Vol.2, 17-21 Sept. 2003.
- [7] Muller, S.M.T.; Bastos-Filho, T.F.; Sarcinelli-Filho, M., "Using a SSVEP-BCI to command a robotic wheelchair," Industrial Electronics (ISIE), 2011 IEEE International Symposium on, vol., no., pp.957,962, 27-30 June 2011.
- [8] WEBSTER, J. G. Medical Instrumentation: Application and Design. 3rd ed. Wiley, 1998.
- [9] LIMA, Charles Borges de. TUTORIAL TÉCNICO: O TEMPORIZADOR 555. Revista Ilha Digital, Florianópolis, v. 2, p.97-106, 2010. Disponível em <<http://ilhadigital.florianopolis.ifsc.edu.br/index.php/ilhadigital>>
- [10] TOCCI, Ronald J.; WIDMER, Neal S. Flip-Flops e dispositivos correlatos. Sistemas digitais : princípios e aplicações. 7. ed. São Paulo/SP: LTC, 2000. Cap. 5. p. 118-130.