

Điều khiển xe lăn điện bằng các hoạt động của mắt dựa trên tín hiệu điện não

- Nguyễn Thanh Hải
- Nguyễn Văn Trung

Trường Đại Học Sư Phạm Kỹ Thuật Tp. Hồ Chí Minh

- Võ Văn Tới

Trường Đại Học Quốc tế, ĐHQG-HCM

(Bài nhận ngày 12 tháng 12 năm 2012, hoàn chỉnh sửa chữa ngày 03 tháng 09 năm 2013)

TÓM TẮT:

Bài báo này trình bày phương pháp điều khiển xe lăn điện dựa trên tín hiệu điện não EEG (ElectroEncephaloGraphy). Các hướng đi chuyển của xe được xác định bởi các hoạt động của mắt. Thuật toán ngưỡng được đề xuất để phát hiện các hoạt động của mắt sử dụng kỹ thuật EEG. Trước khi phân tích tín hiệu EEG, tín hiệu gốc được loại bỏ nhiễu và lọc lấy tín hiệu delta bằng bộ lọc thông dải.

Từ khóa: thuật toán ngưỡng, tín hiệu điện não, hoạt động của mắt và xe lăn điện.

Phương pháp ngưỡng được áp dụng để phân biệt các hoạt động của mắt tương ứng với các lệnh điều khiển của người sử dụng. Nghiên cứu này là hữu ích cho việc tạo ra một hệ thống BCI (Brain Computer Interface) như điều khiển xe lăn điện. Kết quả thực nghiệm cho thấy sự hiệu quả của phương pháp ngưỡng.

1. GIỚI THIỆU

Não người đóng vai trò quan trọng trong các hoạt động của con người [1]. Nó có cấu trúc phức tạp gồm khoảng 100 tỉ tế bào thần kinh liên kết với nhau. Các tế bào này thu thập và truyền tải các tín hiệu điện với nhau cho dù có hay không có các kích thích bên ngoài để thực hiện các quyết định điều khiển (nhận thức, di chuyển, nhận dạng mẫu...). Vì những lý do đó mà các kỹ thuật thu không xâm lấn như điện não đồ (EEG), cộng hưởng từ (fMRI), hồng ngoại gần (fNIR) được nghiên cứu để xác định chức năng vận động của não người [2-5]. Do đó việc khai thác các công nghệ này cho phép chúng ta phục hồi lại chức năng hoặc mô phỏng bộ não để cải thiện hoặc phục hồi chức năng vận động, nhận thức

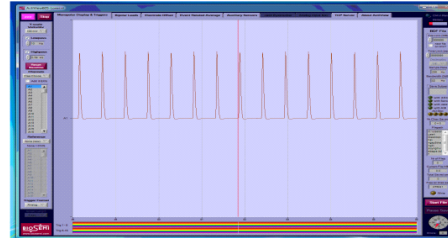
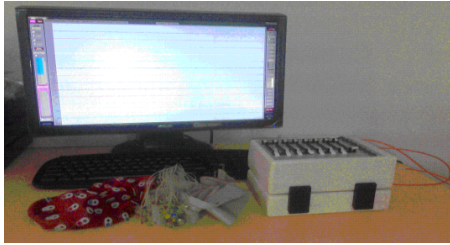
của các bệnh nhân tổn thương tủy sống và các bệnh thần kinh thoái hóa [3,6,7].

Trong những năm gần đây, kỹ thuật EEG đã nhanh chóng phát triển và thu hút được nhiều nhà nghiên cứu tìm hiểu những vấn đề liên quan đến não bộ con người. Nhiều ứng dụng giao tiếp máy tính – não (BCI) cũng như chẩn đoán dựa trên não đã được nghiên cứu thành công, trong đó vấn đề BCI đã được nghiên cứu để thực hiện trên con người trong những năm gần đây. Đặc biệt, một hệ thống BCI có thể cho phép mọi người giao tiếp và điều khiển các thiết bị bên ngoài [8-10]. Điều này có nghĩa là con người có thể chuyển các hoạt động não thành các thông điệp hoặc các lệnh để điều khiển các thiết bị [11-14].

Một hệ thống EEG đã được sử dụng để đo lường tín hiệu delta của não bộ con người tương ứng với các hoạt động mắt. Để xác định các hoạt động mắt, thuật toán ngưỡng được sử dụng. Dựa vào thuật toán ngưỡng này chúng ta có thể tính

toán để điều khiển xe lăn điện cho người tàn tật. Các kết quả tính toán thu được đã được thí nghiệm trên xe lăn điện chạy trong môi trường thực.

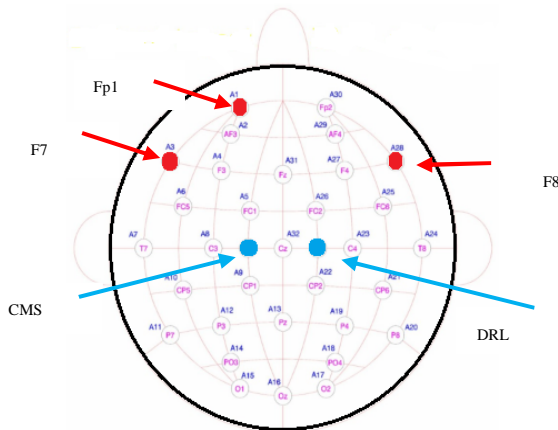
2. THU THẬP DỮ LIỆU



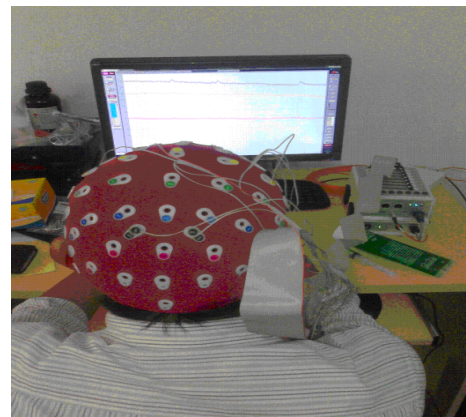
Hình 1. Máy Active Two và tín hiệu EEG

Dữ liệu được thu thập tại các vị trí Fp1, F7 và F8 bằng máy Active Two (hình 1). Máy đang đặt tại phòng A104, Bộ môn Kỹ Thuật Y Sinh, trường ĐH Quốc Tế, ĐH Quốc Gia Tp. Hồ Chí Minh. Dữ liệu được thu thập trên 9 đối tượng.

Các đối tượng này hiểu rõ được các yêu cầu thí nghiệm và đồng ý tiến hành thí nghiệm. Hình 2 biểu diễn vị trí các điện cực được gắn và hình 3 biểu diễn các điện cực được gắn trên đối tượng.



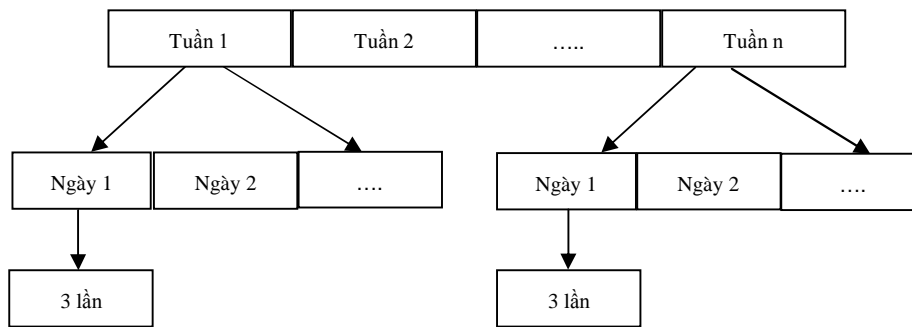
Hình 2. Vị trí các điện cực



Hình 3. Điện cực được gắn trên đối tượng

Đối tượng sẽ thực hiện các thí nghiệm mở mắt, chớp mắt (mở mắt và nhắm mắt), liếc trái và liếc phải. Nhiệm vụ đầu tiên, đối tượng mở mắt trong vòng 5s. Nhiệm vụ thứ hai, đối tượng thực hiện chớp mắt trong 5s. Nhiệm vụ kế tiếp, đối tượng thực hiện liếc trái trong 5s. Nhiệm vụ cuối

cùng, đối tượng thực hiện liếc phải trong 5s và các đối tượng thực hiện theo protocol được thiết kế như hình 4. Tất cả các đối tượng tham gia có thể được lấy dữ liệu ở những ngày và những tuần khác nhau.



Hình 4. Protocol cho đối tượng thực hiện mở và chớp mắt

Dữ liệu được thu thập với tốc độ lấy mẫu 128Hz. Trong 9 đối tượng sẽ có 7 đối tượng làm thí nghiệm 3 lần, 2 đối tượng sẽ làm thí nghiệm

trong 12 lần. Bảng 1 thể hiện thông tin của các đối tượng làm thí nghiệm.

Bảng 1. Thông tin của 9 đối tượng làm thí nghiệm gồm có 8 nam và 1 nữ. Số lần thí nghiệm của mỗi đối tượng là khác nhau (cao nhất 12 lần và thấp nhất 3 lần)

Đối tượng (9)	Giới tính (8 nam; 1 nữ)	Tuổi	Cân nặng	Số lần làm thí nghiệm
Trung bình		22 ± 3.5	63 ± 6	5 ± 4

3. LỌC NHIỀU TÍN HIỆU EEG BẰNG BỘ LỌC HAMMING

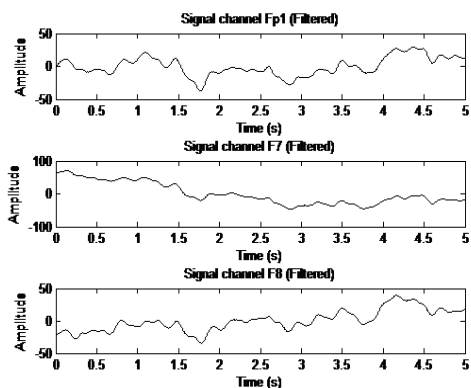
Tín hiệu EEG có rất nhiều tín hiệu nhiễu. Có nhiều nguyên nhân gây ra nhiễu trong quá trình thu EEG: da ẩm ướt, điện trở tiếp xúc, hoạt động của cơ, môi trường tiến hành thí nghiệm...Chính vì vậy mà việc loại bỏ nhiễu là cần thiết. Bên cạnh đó, trong quá trình phân tích dữ liệu EEG thu được, sóng delta (0.5 Hz đến 2 Hz) xuất hiện chủ yếu tại Fp1, F7, F8 khi thực hiện chớp mắt, mở mắt, liếc trái và liếc phải. Do đó, bộ lọc thông dải Hamming 0.5 Hz đến 2 Hz được sử dụng để loại bỏ nhiễu và lọc lấy dải tần số delta cần phân tích.

Quan hệ đầu vào, đầu ra và đáp ứng xung được thể hiện ở công thức:

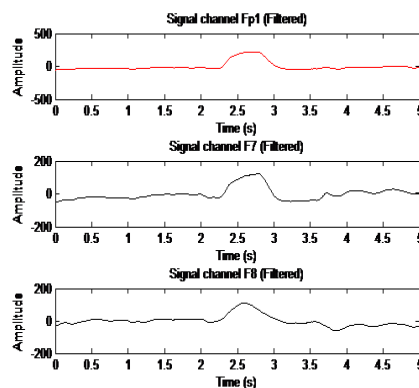
$$y(n) = x(n) * h_H(n) = \sum_{k=1}^L x(k)h_H(n-k) \quad (1)$$

với là tín hiệu EEG thu thập được, là đáp ứng xung của bộ lọc Hamming, L là bậc của bộ lọc, $y(n)$ là tín hiệu EEG đã được lọc nhiễu.

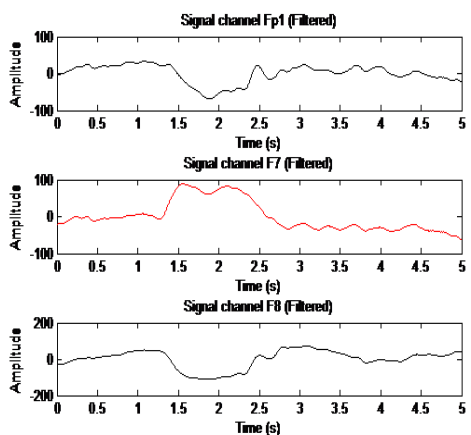
Trong bài báo này bộ lọc thông dải Hamming 0.5 Hz đến 2 Hz có chiều dài $L=23$ được sử dụng để lọc nhiễu. Từ hình 5 đến hình 8 thể hiện tín hiệu EEG tại các điểm Fp1, F7, F8 sau khi lọc nhiễu khi thực hiện thí nghiệm.



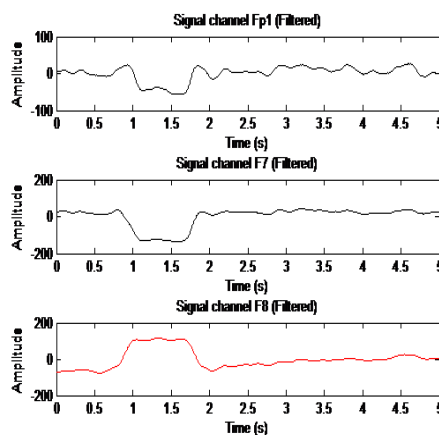
Hình 5. Tín hiệu mở mắt tại Fp1, F7, F8 sau khi được lọc nhiễu



Hình 6. Tín hiệu chớp mắt tại Fp1, F7, F8 sau khi được lọc nhiễu



Hình 7. Tín hiệu liếc trái tại Fp1, F7, F8 sau khi được lọc nhiễu



Hình 8. Tín hiệu liếc phải tại Fp1, F7, F8 sau khi được lọc nhiễu

Sau khi lọc nhiễu bằng bộ lọc dải thông, tín hiệu EEG sẽ được phân tích và tính toán để xác định giá trị ngưỡng để xác định các hoạt động của mắt.

4. THUẬT TOÁN TÌM NGUỖNG

4.1 Xác định ngưỡng

Để tìm ngưỡng, trước tiên chúng ta phải tìm giá trị trung bình M_i của tín hiệu mở mắt theo công thức:

$$M_i = \frac{\sum_{n=1}^S Y_i(n)}{S} \quad (2)$$

với $S=640$ là số mẫu của tín hiệu EEG; M_i là giá trị trung bình của tín hiệu mở mắt tại kênh i ; Y_i là tín hiệu mở mắt tại kênh i đã được lọc nhiễu ($i=Fp1, F7, F8$).

Tiếp theo, độ lệch chuẩn của tín hiệu mở mắt tại kênh i được tính theo công thức:

$$SD_i = \frac{\sqrt{\sum_{n=1}^S (Y_i(n) - M_i)^2}}{S} \quad (3)$$

Thuật toán tìm ngưỡng được tính theo công thức:

$$THR_i = M_i + a_i * SD_i \quad (4)$$

với M_i , SD_i được xác định từ công thức (2) và (3), a_i là hệ số nhân độ lệch chuẩn tương ứng.

Để giảm lỗi trong việc xác định các hoạt động của mắt, giá trị ngưỡng tại kênh Fp1, F7 và F8 lần lượt được tính theo công thức (5), (6) và (7):

$$Max_{Fp1} = Max(OFp1, RFp1, LFp1) < THR_{Fp1} < Max_{BFp1} \quad (5)$$

$$Min_{RF7} < THR_{F7} < Min_{F7} = Min(OF7, LF7, BF7) \quad (6)$$

$$Min_{LF8} < THR_{F8} < Min_{F8} = Min(OF8, RF8, BF8) \quad (7)$$

với: Max_{Fp1} là giá trị tín hiệu lớn nhất tại Fp1 do mở mắt, liếc trái và liếc phải gây ra; Max_{BFp1} là giá trị tín hiệu lớn nhất khi chớp mắt tại Fp1.

Min_{F7} là giá trị tín hiệu nhỏ nhất tại F7 khi mở mắt, liếc trái và chớp mắt; Min_{LF8} là giá trị tín hiệu nhỏ nhất khi liếc trái tại F8.

Min_{F8} là giá trị tín hiệu nhỏ nhất tại F8 khi mở mắt, chớp mắt và liếc phải gây ra; Min_{LF8} là giá trị tín hiệu nhỏ nhất khi liếc trái tại F8.

4.2. Kết quả đạt được

Dựa trên công thức công thức (2) và (3), chúng ta có thể tìm được giá trị trung bình và độ lệch chuẩn tại các kênh Fp1, F7 và F8. Kết quả tính toán được thể hiện ở bảng 2, bảng 3 và bảng 4. Từ các kết quả thu được kết hợp các công thức (4), (5), (6) và (7), ta tính được hệ số nhân độ lệch ngưỡng của 3 kênh:

$$3,5 < a_{Fp1} < 13,75 \quad (8)$$

$$-5,2 < a_{F7} < -1,9 \quad (9)$$

$$-5 < a_{F8} < -1,5 \quad (10)$$

với giá trị $a_{Fp1}=11$, $a_{F7}=-4$ và $a_{F8}=-4$ giá trị ngưỡng được tính ở bảng 2 đến bảng 4

Bảng 2. Kết quả thí nghiệm trên đối tượng 1 tại Fp1

Số lần	Max _{Fp1}	Max _{BFp1}	M _{OFp1}	SD _{OFp1}	THR _{Fp1}
1	56	166	0	11	121
2	30	182	0	14	154
3	39	171	0	14	154
4	29	164	0	13	143
5	58	147	0	10	110
6	29	163	0	10	110
Trung bình	40	165.5	0	12	132

Bảng 3. Kết quả thí nghiệm trên đối tượng 1 tại F7

Số lần	Min _{F7}	Min _{RF7}	MOF7	SDOF7	THR _{F7}
1	-91	-32	0	30	-120
2	-103	-33	0	32	-128

3	-112	-38	0	11	-44
4	-133	-61	0	20	-80
5	-110	-59	0	19	-76
6	-112	-22	0	19	-76
Trung bình	-110	-40	0	21	-84

Bảng 4. Kết quả thí nghiệm trên đối tượng 1 tại F8

Số lần	Min _{F8}	Min _{LF8}	M _{OF7}	SD _{OF7}	THR _{F7}
1	-112	-45	0	14	-56
2	-146	-24	0	16	-64
3	-89	-35	0	21	-84
4	-125	-39	0	27	-108
5	-117	-33	0	28	-112
6	-109	-25	0	28	-112
Trung bình	-116	-33.5	0	22.3	-89

Tương tự, giá trị ngưỡng của các đối tượng còn lại được tính ở bảng 5.

Bảng 5. Kết quả tính toán ngưỡng trung bình và độ lệch chuẩn của các đối tượng

Đối tượng	THR _{Fp1}	THR _{F7}	THR _{F8}
Trung bình	144 ± 15.5	-94 ± 10.1	-89 ± 7.1

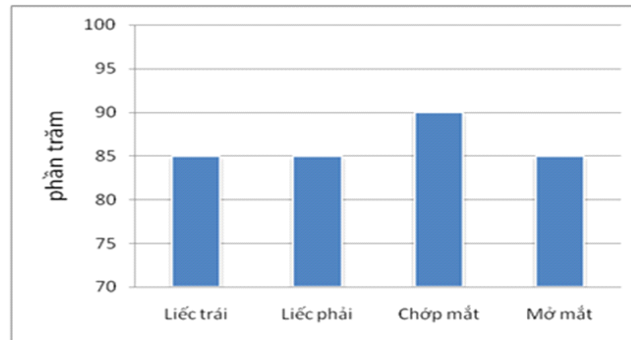
Việc lựa chọn giá trị ngưỡng quyết định độ chính xác của thuật toán. Nếu giá trị ngưỡng quá lớn sẽ không phát hiện được, ngược lại nếu giá trị ngưỡng nhỏ sẽ phát hiện sai. Giá trị ngưỡng được chọn bằng trung bình ngưỡng của 9 đối tượng. Khi đó $THR_{Fp1}=143$, $THR_{F7}=-93$, $THR_{F8}=-88$, ta

có kết quả phân loại ở bảng 6 và hình 9 thể hiện biểu đồ phần trăm độ chính xác của thí nghiệm.

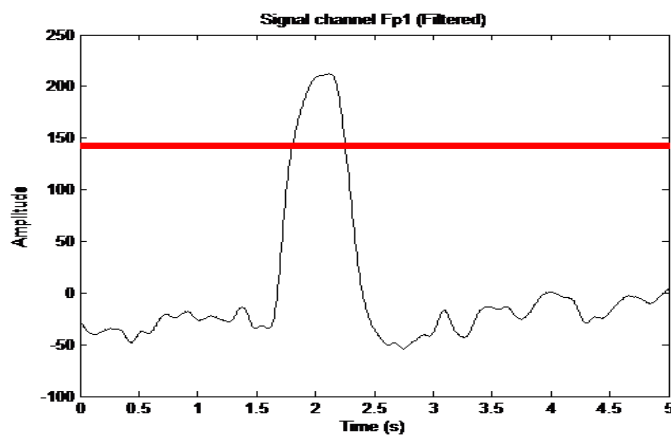
Với giá trị ngưỡng được chọn, ta có thể xác định các trạng thái của mắt. Kết quả thí nghiệm được thể hiện từ hình 10 đến hình 12.

Bảng 6: Bảng kiểm tra kết quả phân loại

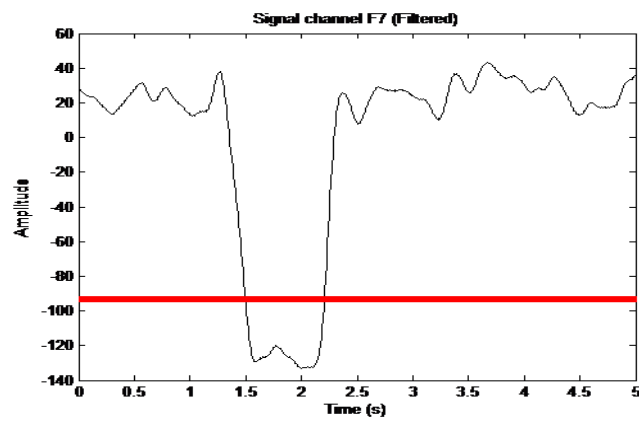
Trạng thái mắt	Kết quả phân loại 20 mẫu/kênh			
	Mở mắt	Chớp mắt	Liếc trái	Liếc phải
Mở mắt	20	0	0	0
Chớp mắt	1	18	0	0
Liếc trái	1	0	18	0
Liếc phải	1	0	0	18



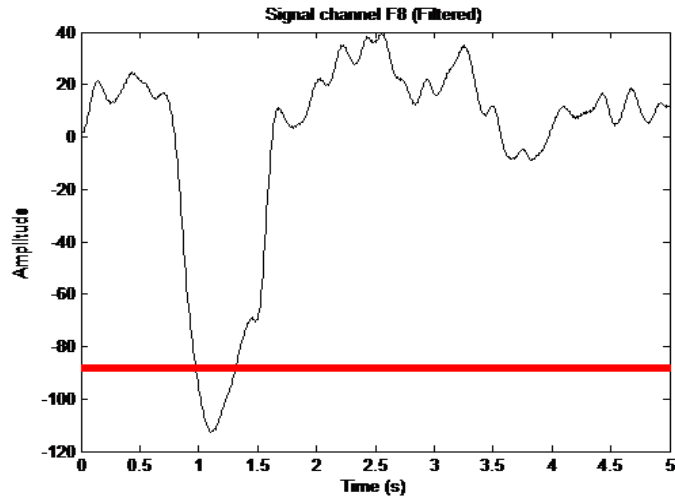
Hình 9. Kết quả phân loại



Hình 10. Kết quả xác định hoạt động chớp mắt tại Fp1



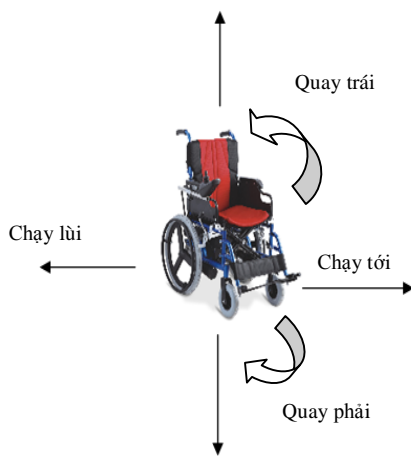
Hình 11. Kết quả xác định hoạt động liếc phải tại F7



Hình 12. Kết quả xác định hoạt động liếc trái tại F8

5. ĐIỀU KHIỂN XE LĂN ĐIỆN

Giá trị ngưỡng được sử dụng để tạo ra hệ thống BCI điều khiển xe lăn điện. Hình 13 biểu diễn các hướng di chuyển của xe: chạy tới, chạy lùi, quay trái và quay phải.



Hình 13: Các hướng di chuyển của xe lăn điện

lùi, quay trái và quay phải. Xe lăn điện được điều khiển tới các vị trí mong muốn theo lệnh điều khiển ở bảng 7.



Hình 14: Đối tượng điều khiển xe lăn điện

Bảng 7. Các lệnh điều khiển và kết quả điều khiển

Trạng thái của xe	Hoạt động của mắt	Độ chính xác (%) điều khiển xe lăn điện
Chạy tới	Chớp mắt 3 cái	90
Ngừng lại	Chớp mắt 2 cái	90
Chạy lùi	Chớp mắt 4 cái	90
Quay trái	Liếc trái	95
Quay phải	Liếc phải	86

6. KẾT LUẬN VÀ THẢO LUẬN

Trong nghiên cứu này, một bộ lọc Hamming được sử dụng để loại bỏ nhiễu của tín hiệu điện não EEG thu được từ những đối tượng tham gia. Sau đó, thuật toán ngưỡng được áp dụng để phân biệt những hoạt động như mở mắt, chớp mắt, liếc trái và liếc phải tương ứng với những lệnh để điều khiển xe lăn chạy tới, ngừng, lùi, quay trái và quay phải. Những kết quả thu được trong điều khiển xe lăn điện đã cho thấy phương pháp là đáng tin cậy.

Bài báo này trình bày phương pháp điều khiển xe lăn điện dựa trên tín hiệu điện não EEG. Xe lăn điện được điều khiển dựa trên các hoạt động của mắt như chớp mắt và liếc mắt. Kết quả thí nghiệm thực trên xe lăn được chạy trong môi trường đồng người tại tầng trệt của trường Đại

Học Quốc Tế. Tốc độ di chuyển của xe lăn điện khoảng 5km/h. Chúng tôi hiện giờ cho chạy với tốc độ này bởi xe lăn được thiết kế dành cho người tàn tật để và đảm bảo sự an toàn khi họ điều khiển.

Theo kết quả của bảng 8, xe lăn được điều khiển với độ tin cậy khá cao cho mỗi trạng thái điều khiển khác nhau. Trong bài báo của [15], những tác giả đã dùng những phương pháp nhận dạng cũng cho những kết quả lớn hơn 90% nhưng cũng có những kết quả nhỏ hơn 90%. Tuy nhiên, để sử dụng được cho người tàn tật và đảm bảo sự an toàn gần như tuyệt đối trong môi trường trong nhà, các tác giả sẽ tiếp tục phát triển những thuật toán nhận dạng để vừa có độ chính xác cao hơn và vừa có thể nhận biết được người điều khiển.

Control of electric wheelchair by eye activities using eeg technique

- **Nguyen Thanh Hai**
- **Vo Van Toi**

International University, VNU-HCM

- **Nguyen Van Trung**

University of Technical Education HoChiMinh city

ABSTRACT:

This paper presents a study control of an electric wheelchair based on ElectroEncephaloGraphy (EEG). The directions of wheelchair are controlled by eye activities. A mean threshold algorithm is proposed to detect eye activities using EEG technique. The activities of eyes such as blinking two eyes, glanced left and glanced right related to the delta area of human brain

are investigated. Before analyzing the EEG data, original data are filtered to reduce noise or artifacts by a band-pass filter. The proposed threshold method is applied to distinguish the phenomenon of eye activities. This study is useful for creating a BCI system such as wheelchair control. Experimental results show that the proposed threshold approach is the effectiveness.

Keywords: Mean threshold algorithm, EEG technique, Activities of eyes and electric wheelchair.

REFERENCES

- [1]. J. Wolpaw, N. Birbaumer, D. McFarland, G. Pfurtschellere, and T. Vaughan, Brain-computer Interfaces for Communication and Control, *Clinical Neurophysiology*, 767-791, (2002).
- [2]. N. Ince, F. Goksu, A. Tewfik, and S. Arica, Adapting Subject Specific Motor Imagery EEG Patterns in Space-time-frequency for a Brain Computer Interface, *Biomedical Signal Processing and Control*, pp. 236-246, (2009).
- [3]. N. Weiskopf, F. Scharnowski, R. Veit, R. Goebel, and N. Birbaumer, Self-regulation of Local Brain Activity Using Real-time Functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI), *Journal of Physiology*, 357-373, (2004).
- [4]. N. Ince, F. Goksu, A. Tewfik, and S. Arica, Adapting subject specific motor imagery EEG patterns in space-time-frequency for a brain computer interface, *Biomedical Signal Processing and Control*, 236-246, (2009).
- [5]. N. Weiskopf, F. Scharnowski, R. Veit, R. Goebel, N. Birbaumer, and K. Mathiak, *Self-regulation of local brain activity using real-time functional magnetic resonance*

- imaging (fMRI)*, Journal of Physiology, pp. 357-373 (2004).
- [6]. S. Lloyd-Fox, A. Blasi, and ElwellCE, *Illuminating the developing brain: The past, present and future of functional near infrared spectroscopy*, in Neuroscience and Biobehavioral, 269-284 (2010).
- [7]. D. Leff, F. Orihuela-Espina, C. Elwell, T. Athanasiou, D. Delpy, A. Darzi, and G. Yang, *Assessment of the cerebral cortex during motor task behaviours in adults: A systematic review of functional near infrared spectroscopy (fNIRS) studies*, in NeuroImage, 2922-2936 (2011).
- [8]. G. E. Fabiani, D. J. McFarland, J. R. Wolpaw, and G. Pfurtscheller, *Conversion of EEG Activity into Cursor Movement by a Brain- computer Interface*, Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 12, 331-338, (2004).
- [9]. C. Guger, W. Harkam, C. Hertnaes, and G. Pfurtscheller, *Prosthetic Control by an EEG-based Brain-Computer Interface (BCI)*, IEEE Transactions on Robotics, vol. 21, (2005).
- [10]. D. J. Krusienski and J. J. Shih, *A Case Study on the relation between Electroencephalographic and Electrooculographic Event-Related Potentials*, in the 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, (2010).
- [11]. D. J. McFarland and J. R. Wolpaw, *EEG-Based Communication and Control:Speed-Accuracy Relationships*, *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, vol. 28, 217-231, (2003).
- [12]. B. Blankertz, G. Dornhege, M. Krauledat, K.-R. Müller, V. Kunzmann, F. Losch, and G. Curio, *The Berlin Brain-Computer Interface:EEG-Based Communication Without Subject Training*, IEEE Transactions on Neural Systems And Rehabilitation Engineering, vol. 14, 147-152, (2006).
- [13]. X. Gao, D. Xu, M. Cheng, and S. Gao, *A BCI-based Environmental Controller For The Motion-Disabled*, IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering, vol. 11, 137-140, (2003).
- [14]. D. JR, J. TP, K. WJ, Y. S, M. S, H. JC, and S. TJ, *Measuring the Variability of Event-related BOLD Signals*, in Third International Workshop on Independent Component Analysis and Signal Separation, (2001).
- [15]. R. Singla¹, B. Chambayil¹, A. Khosla², J. Santosh, *Comparison of SVM and ANN for classification of eye events in EEG*, *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 4, 62-69, (2011).