

# کنترل صندلی چرخ‌دار بر پایه سیگنال‌های EEG به وسیله واسط مغز و ماشین

خدیجه حسن‌پور<sup>۱</sup>، کارشناسی ارشد، میرهادی سیدعربی<sup>۲</sup>، دانشیار، سبلان دانشور<sup>۳</sup>، دانشیار

۱- دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر - دانشگاه تبریز - تبریز - ایران - x.hessenpur@gmail.com

۲- دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر - دانشگاه تبریز - تبریز - ایران - seyedarabi@tabrizu.ac.ir

۳- دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر - دانشگاه تبریز - تبریز - ایران - daneshvar@tabrizu.ac.ir

**چکیده:** چالش اصلی سیستم‌های واسط مغز و ماشین (BCI) دوکلاسه، پایین بودن پهنای باند کانال ارتباطی آن‌ها است. مخصوصاً این مسئله برای کنترل دستگاه‌های کمکی شبیه صندلی چرخ‌دار یا ربات متحرک که نیازمند دستورات حرکتی چندگانه هستند، مهم است. هدف این تحقیق، کنترل کردن صندلی چرخ‌دار توسط سیستم واسط مغز و ماشین با استفاده از سیگنال‌های EEG مبتنی بر الگوهای ذهنی SSVEP<sup>۲</sup> است. این کنترل ذهنی باید مخصوصاً برای افراد ناتوان امنیت بالا و دقت قابل قبولی داشته باشد. سیگنال ذهنی SSVEP پنجره‌گذاری می‌شود و سپس در مرحله پیش‌پردازش برای کاهش نویز و مصنوعات از یک فیلتر میان‌گذر عبور داده می‌شود. استخراج ویژگی از سه روش FFT<sup>۱</sup>، IT-CCA<sup>۴</sup> و روش بهبودیافته مبتنی بر ترکیب IT-CCA و فیلتربانک انجام می‌شود. محاسبه دقت و نرخ انتقال اطلاعات هر سه روش نشان می‌دهد که روش بهبودیافته مبتنی بر ترکیب IT-CCA و فیلتربانک بهترین عملکرد را دارد. در پایان صندلی چرخ‌دار و محیط فیزیکی آن در نرم‌افزار شبیه‌سازی ربات Webots طراحی و با ارسال و اجرای دستورات دوازده‌گانه مانور حرکتی صندلی چرخ‌دار بررسی می‌شود.

**واژه‌های کلیدی:** سیستم واسط مغز و ماشین، مغز نگاری الکتریکی، پتانسیل برانگیخته حالت پایدار، ربات متحرک کنترل‌شونده با ذهن، صندلی چرخ‌دار.

## EEG-Based Wheelchair Control Through a Brain-Computer Interface

Khadijeh Hassanpour, MSc<sup>1</sup>, Hadi Seyedarabi, Associate Professor<sup>2</sup>, Sabalan Daneshvar, Associate Professor<sup>3</sup>

1- Faculty of Electrical and Computer Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran, x.hessenpur@gmail.com

2- Faculty of Electrical and Computer Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran, seyedarabi@tabrizu.ac.ir

3- Faculty of Electrical and Computer Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran, daneshvar@tabrizu.ac.ir

**Abstract:** A major challenge in two-class brain-computer interface (BCI) systems is the low bandwidth of the communication channel, especially this is important for controlling assistive devices such as a wheelchair or a mobile robot which requires multiple motion commands. The goal of this research is EEG-based wheelchair control through a SSVEP-based BCI. This brain control must provide high security and accuracy particularly for disabled people. SSVEP brain signal is windowed and for reducing noise and artifacts passed through a bandpass filter in preprocessing stage. Three methods including FFT algorithm, IT-CCA and an improved method based on combination of IT-CCA and Filter-bank are used for feature extraction. Computing Accuracy and ITR for three methods represents that improved method based on combination of IT-CCA and Filter-bank has the best performance. Finally the wheelchair and its physical environment are designed by Webots robotic simulation software and by sending and performing multiple commands, wheelchair motivation maneuver is completed.

**Keywords:** Brain-computer interface (BCI), Electroencephalography (EEG), steady state visual evoked potential (SSVEP), brain-controlled mobile robot, wheelchair.

تاریخ ارسال مقاله: ۱۳۹۵/۸/۱۵

تاریخ اصلاح مقاله: ۱۳۹۵/۱۰/۱۱

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۵/۱۱/۱۰

نام نویسنده مسئول: میرهادی سیدعربی

نشانی نویسنده مسئول: ایران - تبریز - بلوار ۲۹ بهمن - دانشگاه تبریز - دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر.

## ۱- مقدمه

واسط‌های بین ذهن انسان و کامپیوتر (BCI) سیستم‌هایی هستند که می‌توانند بدون داشتن هیچ کانال ارتباطی معمولی و تنها به‌وسیله تفسیر الگوهای کنش ذهنی به دستورات منطبق، بین ذهن بشری و محیط خارجی ارتباط مستقیم فراهم کنند [۱].

برای اولین بار در سال ۱۹۲۴، عصب‌شناس آلمانی به نام هانس برگر توانست فعالیت‌های ذهنی الکتریکی EEG را ثبت کرده و بر روی کاغذ نمایش دهد [۲]. سیگنال‌های EEG [۳] که شامل الگوهای ذهنی P300 [۴-۵]، SSVEP [۶-۷]، ERD/ERS [۸] هستند با توجه به راحتی کاربرد و پایین بودن هزینه ساخت عملی، به‌صورت گسترده برای توسعه BCIها و از جمله ربات‌های متحرک کنترل‌شونده با ذهن به کار می‌روند.

BCIهای P300 و SSVEP مینا براساس تحریک خارجی هستند اما سرعت، دقت و پایداری بالا دارند. ERD/ERSها مستقل از تحریک خارجی هستند اما نیاز به آموزش دارند.

پتانسیل‌های برانگیخته حالت پایدار بینایی یا SSVEP بیانگر نوع خاصی از فعالیت مغزی کاربر است که در اثر خیره شدن کاربر به محرک نوری چشمک‌زن با فرکانس بالای ۶ هرتز در ناحیه پس‌سری مغز ظاهر می‌شود. با این وجود سیستم‌های مبتنی بر SSVEP مزیت‌های بسیاری دارند، از جمله کاملاً متکی بر کاربران و جلسات استفاده آن‌ها از سیستم هستند و آموزش خاصی نیاز ندارند، می‌توانند ارتباط پرسرعتی را فراهم کنند، دقت بالایی تولید می‌کنند و پایداری بالایی دارند.

دستگاه صدور دستور از راه دور کنترل‌شونده با ذهن و ربات‌های متحرک [۹-۱۰] دو دسته اصلی از ربات‌های کنترل‌شونده با ذهن هستند که می‌توانند به افراد شدیداً ناتوان در زندگی روزانه‌شان کمک کنند و کیفیت زندگی آن‌ها را از لحاظ استقلال فردی تغییر دهند.

برای اولین بار در سال ۲۰۰۴ (با استفاده از الگوی ERD) اولین ربات کنترل‌شونده با ذهن پیشنهاد شد [۱۱] و در سال ۲۰۰۵ تاناکا و همکاران برای اولین بار صندلی چرخدار رباتیکی کنترل‌شونده با ذهن را با استفاده از الگوهای ERD/ERS طراحی کردند [۱۲]. این صندلی

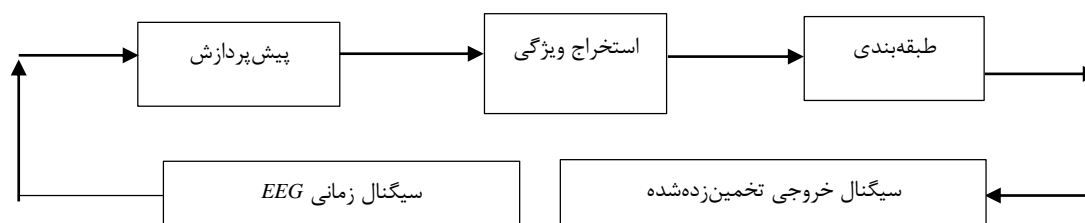
چرخدار دو حرکت چرخش به چپ و راست را در محیط حقیقی انجام می‌داد. چوی و همکاران در سال‌های ۲۰۰۸ و ۲۰۱۱ از همین الگوی ذهنی برای طراحی صندلی چرخداری که سه حرکت گردش به چپ و راست و حرکت مستقیم به جلو را انجام می‌دهد، استفاده کردند [۱۳] و [۱۴].

در سال ۲۰۱۴ در طراحی ربات متحرکی که بر اساس ERD/ERS حرکت می‌کند، از انگاشت حرکتی دست چپ و راست برای کنترل استفاده شد. به این صورت که خروجی طبقه‌بندی‌کننده متناسب با دست چپ و راست، برابر صفر و یک است. این سیستم به‌خوبی توانسته است هفت دستور روشن/خاموش، ایست، حرکت به جلو، حرکت به چپ و چپ، حرکت به عقب، حرکت به عقب و راست و حرکت به عقب و چپ را انجام دهد [۱۵].

در مقایسه با BCI SSVEPها، BCI P300ها زمان بیشتری برای صدور دستور لازم دارند، اما دقت بالاتر و واسط گرافیکی بسیار طبیعی‌تری دارند. برای اولین بار ریسام و همکاران در سال ۲۰۰۶، BCI P300 را برای توسعه صندلی چرخدار رباتیکی کنترل‌شونده با ذهن به کار گرفتند [۱۶] و پس از آن نیز سایر محققان آن را بهبود دادند [۱۷].

BCI SSVEP می‌تواند هر ۴-۲ ثانیه دستور صادر کند. در سال ۲۰۰۹ [۱۸] یک صندلی چرخدار بر اساس الگوی SSVEP طراحی شد. چهار فرکانس تحریک ۱۳، ۱۴، ۱۵ و ۱۶ هرتز با استفاده از LED برای ساخت دستورات حرکت به راست و چپ و جلو عقب استفاده شدند. پس از آن محققان مدل صندلی چرخدار را که از الگوی SSVEP برای کنترل و هدایت استفاده می‌کرد، پیشرفت دادند [۱۹] و [۲۰].

در تحقیقی که در سال ۲۰۱۵ انجام گرفت، یک صندلی چرخدار رباتیکی که از BCI با الگوهای SSVEP و کنترل مشارکتی استفاده می‌کند، با هشت حالت یا دستور ارائه شده است. اگرچه این کنترل مشارکتی توسط تعداد دستورات و محیط، محدود شده است اما می‌تواند به صورت گسترده برای هدایت در محیط‌های شناخته‌شده شبیه اتاق و محیط بیرون به کار رود [۲۱].



شکل ۱: بلوک دیاگرام سیستم BCI

## ۲- مواد و روش‌ها

یک سیستم BCI ابتدا سیگنال‌های ذهنی را اندازه‌گیری می‌کند، سپس آن‌ها را در زمان حقیقی پردازش می‌کند تا الگوهای خاصی را شناسایی کرده و به نیت کاربر بازخورد کند. پردازش سیگنال در سه مرحله اصلی انجام می‌گیرد: پیش‌پردازش، استخراج ویژگی، شناسایی و طبقه‌بندی. بلوک دیاگرام سیستم BCI در شکل ۱ نمایش داده شده است.

سیگنال‌های EEG غیرایستنا هستند و ماهیت تصادفی دارند، بنابراین ویژگی‌هایشان با گذشت زمان تغییر می‌کند. چون BCW<sup>۱</sup> دقت بالا لازم دارد، نمی‌توان از پنجره با طول کوچک استفاده کرد و مناسب‌ترین طول بین ۴ تا ۶ ثانیه است. سیگنال EEG با پنجره مستطیلی پنجره‌گذاری می‌شود.

پیش‌پردازش با هدف ساده کردن اعمال پردازش‌های بعدی (بدون از دست دادن اطلاعات وابسته مهم) انجام می‌شود. تبدیلات ترکیب‌شده با تکنیک‌های فیلتر کردن برای افزایش SNR<sup>۲</sup>، در قسمت پیش‌پردازش BCI انجام می‌شود. در مرحله پیش‌پردازش از یک فیلتر میان‌گذر باتورث با پهنای باند ۶۰-۶ هرتز استفاده می‌شود. همچنین روش‌های استخراج ویژگی مبتنی بر ترکیب خطی، دارای خاصیت فیلترگذاری مکانی هستند.

الگوهای ذهنی مورداستفاده در BCI توسط ویژگی‌های خاصی مشخصه‌دهی می‌شوند. اطلاعات سیگنال EEG با الگوی ذهنی SSVEP بر حسب ویژگی‌های دامنه، فاز و فرکانس استخراج می‌شود. الگوریتم-های استخراج ویژگی یک BCI ویژگی‌ها را محاسبه و استخراج می‌کند و سپس در مرحله طبقه‌بندی این ویژگی‌ها را دسته‌بندی کرده و به دستورات مناسب کاربردهای BCI ترجمه می‌کند.

### ۲-۱- پایگاه داده

در این تحقیق از پایگاه داده EEG که توسط آقای ماساکی ناکانیشی و همکاران [۲۲] تهیه شده است، استفاده می‌شود. داده دارای تعداد هشت الکتروود معادل هشت کانال است. افزایش تعداد کانال‌ها باعث افزایش نرخ انتقال اطلاعات شده و همچنین نسبت سیگنال به نویز را نیز افزایش می‌دهد.

داده ابتدا دیجیتالی شده است، تعداد نمونه‌های زمانی و فرکانسی آن ۱۱۱۴ است. طول زمانی داده یعنی  $T$  برابر ۴ ثانیه و فرکانس نمونه‌برداری  $FS$  برابر ۲۵۶ هرتز است. برای این داده مقدار تأخیری برابر ۱۳۵ میلی‌ثانیه به‌عنوان بازه اطمینان در نظر گرفته شده است. به همین دلیل تعداد نمونه‌های کل ۱۰۲۴ نیست و برابر ۱۱۱۴ است. از ایجاد اختلاف فاز برای تولید این تعداد فرکانس تحریک استفاده شده است.

تعداد کل فرکانس‌ها یا  $Nf$  معادل ۱۲، تعداد کل کانال‌ها یا  $Nc$  معادل ۸ است. تعداد کل نمونه‌ها یا  $NS$  برابر ۱۱۱۴ و تعداد هر آزمایش زمانی برای هر الکتروود و در هر فرکانس یا  $Nt$  برابر ۱۵ است.

۹/۲۵، ۱۱/۲۵، ۱۳/۲۵، ۹/۷۵، ۱۱/۷۵، ۱۳/۷۵، ۱۰/۲۵، ۱۲/۲۵، ۱۴/۲۵، ۱۴/۷۵، ۱۰/۷۵ و ۱۲/۷۵ فرکانس‌های تحریک هستند. از ایجاد اختلاف فاز برای تولید این تعداد فرکانس تحریک استفاده شده است. سه فرکانس ۹/۲۵، ۱۱/۲۵، ۱۳/۲۵ دارای فاز اولیه صفر هستند. سه فرکانس ۹/۷۵، ۱۱/۷۵، ۱۳/۷۵ فاز اولیه معادل نود درجه دارند. سه فرکانس تحریک ۱۰/۲۵، ۱۲/۲۵، ۱۴/۲۵ نسبت به سه فرکانس تحریک اولیه دارای اختلاف فاز ۱۸۰ درجه هستند و ۱۰/۷۵، ۱۲/۷۵ و ۱۴/۷۵ فاز اولیه ۲۷۰ درجه دارند. تعداد افراد شرکت‌کننده در اندازه‌گیری این پایگاه داده ده نفر است.

### ۲-۲- معیارهای ارزیابی عملکرد BCI :

مهم‌ترین معیارهای ارزیابی سیستم‌های BCI به صورت زیر است:

#### الف) دقت : دقت محلی و دقت طبقه‌بندی

دقت محلی عبارت است از نسبت اختلاف انحراف معیار نتیجه از مقدار اصلی یا میانگین به مقدار اصلی یا میانگین. اندازه‌گیری دقت با استفاده از عملکرد طبقه‌بندی اصطلاحاً دقت طبقه‌بندی یا نرخ طبقه‌بندی گفته می‌شود و عبارت است از نسبت تعداد دنباله‌های طبقه‌بندی‌شده (تعداد تلاش‌های موفقیت‌آمیز برای اجرای وظیفه ذهنی خواسته‌شده) به تعداد کل دنباله‌ها. نرخ خطا نیز نسبت تعداد دنباله‌های طبقه‌بندی‌شده به تعداد کل دنباله‌ها است.

#### ب) نرخ انتقال اطلاعات (ITR<sup>۳</sup>)

نرخ انتقال اطلاعات به انواع مختلف کلاس‌ها و الگوهای مغزی مختلفی که مورداستفاده قرار گرفته‌اند، مدت زمانی که BCI نیاز دارد تا این الگوها را دسته‌بندی کند و دقت طبقه‌بندی بستگی دارد. واحد ITR بیت بر دقیقه است. برای بسیاری از سیستم‌های BCI نرخ انتقال اطلاعاتی که توسط شانون تعریف می‌شود دربرگیرنده دقت، سرعت کلاس‌بندی و تعداد کلاس‌ها است.  $N$  تعداد کلاس‌ها

است. ITR بر حسب بیت بر دقیقه به صورت رابطه (۱) است: CTI نسبت زمان کل هر بخش آزمایش به کل دستورات متناظر با آن است

$$ITR = \left( \log_2 N + P \log_2 + (1-P) \log_2 \frac{1-P}{N-1} \right) * \left( \frac{60}{CTI} \right) \quad (1)$$

### ۲-۳- استخراج ویژگی به روش FFT:

چون FFT [۲۳] یک روش تک الکتروود است، الکتروود اول پایگاه داده برای استخراج ویژگی، انتخاب شده است. زیرا با توجه به شماره‌گذاری سیستم ۲۰-۱۰ در کلاک اندازه‌گیری سیگنال EEG، این الکتروود باید یکی از الکتروودهای O1، O2 یا OZ باشد که در قسمت پسین سر واقع هستند و مربوط به ناحیه بینایی هستند. همچنین با چند بار مقایسه نتایج الکتروودها، قدرت این الکتروود مشخص می‌شود. سپس برای استخراج هر فرکانس خاص از یک فیلتر میان‌گذر باندباریک یا ناچ فیلتر (فرکانس‌گزین) که دارای فرکانس مرکزی برابر با فرکانس هدف است، استفاده می‌شود؛ این معادل استفاده از یک فیلتربانک با

روش FFT و طول پنجره‌های متفاوت یک، دو، سه و چهار ثانیه نشان می‌دهد.

برای محاسبه ITR از فرمول نرخ انتقال اطلاعات شانون به صورت رابطه (۱) استفاده می‌شود:  $T$  معادل طول پنجره همینگ است و  $N_f$  تعداد فرکانس‌های تحریک و برابر ۱۲ است. نتایج محاسبه ITR (بیت بر دقیقه) و میانگین کل نرخ انتقال اطلاعات روش FFT در جدول (۲) آمده است.

۱۲ فیلتر فرکانس‌گزین است. در نهایت فرکانس متناظر نقطه پیک یا اوج هر قسمت از طیف فیلترشده به عنوان فرکانس تحریک در نظر گرفته می‌شود. جفت تبدیل فوریه به صورت معادلات (۲) و (۳) است:

$$R_x(e^{j\omega}) \triangleq \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} X(n) * e^{-j\omega n} \quad (2)$$

$$X(n) \triangleq \sum_{\omega=0}^{N-1} R_x(e^{j\omega}) * e^{+j\omega n} \quad (3)$$

جدول (۱) دقت محلی (%). ده نفر شرکت‌کننده در داده را برای

جدول ۱: دقت (%). روش FFT برای پنجره‌های با طول مختلف

افراد	T=4	T=3	T=2	T=1
شخص اول	۹۹/۱۷	۹۸/۹۴	۹۸/۶۱	۹۷/۶۵
شخص دوم	۹۹/۱۳	۹۹/۱۳	۹۸/۷۸	۹۷/۷۸
شخص سوم	۹۹/۲۵	۹۹/۰۲	۹۸/۶۳	۹۷/۸۰
شخص چهارم	۹۹/۲۲	۹۹/۰۴	۹۸/۷۷	۹۷/۴۲
شخص پنجم	۹۸/۱۶	۹۸/۰۵	۹۸/۸۵	۹۷/۹۵
شخص ششم	۹۹/۱۲	۹۹/۰۲	۹۸/۷۱	۹۷/۷۲
شخص هفتم	۹۸/۱۵	۹۹/۱۱	۹۸/۷۳	۹۷/۷۲
شخص هشتم	۹۹/۲۳	۹۹/۰۷	۹۸/۷۳	۹۷/۸۶
شخص نهم	۹۹/۲۸	۹۸/۲۶	۹۸/۹۴	۹۷/۹۸
شخص دهم	۹۹/۱۷	۹۹/۰۸	۹۸/۷۸	۹۷/۸۱
میانگین	۹۹/۱۸	۹۹/۰۷	۹۸/۷۵	۹۷/۷۶

جدول ۲: نرخ انتقال اطلاعات روش FFT برای پنجره‌های با طول مختلف

افراد	T=4	T=3	T=2	T=1
شخص اول	۵۲/۲۲	۶۹/۲۷	۱۰۲/۹۲	۲۰۰/۵۵
شخص دوم	۵۲/۲۴	۶۹/۶۶	۱۰۳/۴۱	۲۰۱/۱۹
شخص سوم	۵۲/۳۸	۶۹/۴۴	۱۰۲/۹۹	۲۰۱/۳۷
شخص چهارم	۵۲/۴۳	۶۹/۴۸	۱۰۳/۴۱	۱۹۹/۳۷
شخص پنجم	۵۲/۲۸	۶۹/۴۷	۱۰۲/۶۳	۲۰۲/۰۹
شخص ششم	۵۲/۲۲	۶۹/۴۳	۱۰۳/۲۳	۲۰۰/۹۳
شخص هفتم	۵۲/۲۷	۶۹/۵۳	۱۰۳/۲۹	۲۰۰/۹۷
شخص هشتم	۵۲/۳۹	۶۹/۵۳	۱۰۳/۲۸	۲۰۱/۶۹
شخص نهم	۵۲/۴۷	۶۹/۹۲	۱۰۳/۹۰	۲۰۲/۳۳
شخص دهم	۵۲/۳۰	۶۹/۵۵	۱۰۳/۶۰	۲۰۱/۴۳
میانگین	۵۲/۳۲	۶۹/۵۲	۱۰۳/۳۶	۲۰۱/۲۰

سیگنال مرجع به صورت رابطه (۴) تعریف می‌شود:  $T$  تعداد نقاط نمونه‌برداری ( $NFFT$ ) و برابر ۱۱۱۴ است.  $F_s$  فرکانس نمونه‌برداری ۲۵۶ هرتزی است و تعداد فرکانس‌های تحریک  $k = 1, 2, \dots, 12$  است.  $N_h$  تعداد هارمونیک‌های هر فرکانس و معادل ۶ است. تأخیر  $t_d$  برابر ۱۳۵ میلی‌ثانیه، باید در تعریف سیگنال‌های مرجع نیز لحاظ شود.

#### ۴-۲- استخراج ویژگی به روش IT-CCA:

یکی از مناسب‌ترین روش‌ها در تحلیل SSVEP، به دلیل انطباق با ساختار الگوی آن، روش CCA<sup>[۲۴]</sup> یا تحلیل همبستگی کانونی است. چون سیگنال‌های ذهنی سینوسی شکل هستند، روش CCA تعدادی سیگنال سینوسی را در فرکانس‌های تحریک سیگنال اندازه-گیری شده به عنوان سیگنال‌های مرجع تعریف می‌کند.

حذف و ویژگی‌های اساسی قابل استخراج است. سپس سیگنال‌های اندازه‌گیری شده الکترودها را با مرجع‌ها مقایسه کرده و بیشترین ضرایب همبستگی را می‌یابد. در این حالت فرکانسی که بزرگ‌ترین ضریب همبستگی با سیگنال مرجع مربوطه را تولید کند به عنوان فرکانس تحریک در نظر گرفته می‌شود. در هر فرکانس خاص، ۱۵ آزمایش زمانی با تعداد ۱۱۱۴ نمونه در محاسبات شرکت می‌کنند.

#### ب) نرخ انتقال اطلاعات

در محاسبه نرخ انتقال اطلاعات از رابطه شانون استفاده می‌شود و نتایج جدول (۴) ITR روش IT-CCA را برای پنجره‌هایی به طول چهار و سه ثانیه بر حسب بیت بر دقیقه نشان می‌دهد.

#### ۲-۵- استخراج ویژگی با روش ترکیبی فیلتر بانک و IT-CCA

اگرچه IT-CCA روش قدرتمندی است، اما در مورد این داده متوسط عمل می‌کند. زیرا داده چگال است و فرکانس‌های تحریک بسیار به هم نزدیک هستند. بنابراین مشابهت مکانی بسیار با هم دارند که اجازه نمی‌دهد هر سیگنال در هر فرکانس خاص تنها با مرجع متوسط خود بیشینه همبستگی را داشته باشد. روش FFT اثبات کرد که اطلاعات فرکانسی سیگنال برخلاف اطلاعات مکانی، بسیار ناهمبسته هستند. بنابراین اگر بتوان در استفاده از روش IT-CCA، اطلاعات فرکانسی را نیز استخراج کرد، دقت و ITR بهبود چشمگیر خواهند داشت.

برای تحقق این هدف از یک فیلتربانک که دارای دوازده فیلتر فرکانس‌گزين باترورث متناظر با دوازده فرکانس تحریک است، استفاده می‌شود. ابتدا فیلتربانک بر داده اعمال می‌شود، سپس پنجره همینگ که معادل یک فیلتر FIR است بر سیگنال‌های فیلترشده اعمال می‌شود. شکل (۲) بلوک دیاگرام این روش را نشان می‌دهد.  $f_k$  فرکانس تحریک موردنظر و  $w$  پهنای باند فیلترهای میان‌گذر و برابر  $0.15$  هرترتز است.

**الف) دقت:** همانند روش IT-CCA از بیشترین همبستگی برای محاسبه دقت استفاده شده است. نتایج دقت بر حسب درصد در جدول (۵) نمایش داده شده است.

**ب) دقت:** جدول (۳) دقت کلاس‌بندی (%) به دست آمده را توسط روش IT-CCA نمایش می‌دهد.

**ج) ITR:** نرخ انتقال اطلاعات از فرمول شانون به دست می‌آید. جدول (۶) نتایج ITR است.

#### ۳- مقایسه نتایج

نمودار (۳) دقت دو روش IT-CCA و ترکیب آن با فیلتربانک فرکانس-گزين را با هم مقایسه می‌کند.

در نمودار (۴)، این مقایسه برای ITR حاصل از دو روش مذکور انجام گرفته است. طول پنجره انتخابی چهار ثانیه است.

نتایج حاصل از سه روش FFT و IT-CCA و ترکیب فیلتربانک و IT-CCA در محاسبه دقت و ITR، نشان می‌دهد روش تبدیل فوریه

$$Y_k(t) = \begin{pmatrix} y_1(t) \\ y_2(t) \\ y_3(t) \\ y_4(t) \\ y_5(t) \\ y_6(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sin(2\pi f_k(t+t_d)) \\ \cos(2\pi f_k(t+t_d)) \\ \dots \\ \dots \\ \sin(2\pi N_h f_k(t+t_d)) \\ \sin(2\pi N_h f_k(t+t_d)) \end{pmatrix} \quad (4)$$

$$t = \frac{1}{F_s}, \frac{2}{F_s}, \dots, \frac{T}{F_s}$$

در هر آزمایش زمانی و بسته به هر شخص، اطلاعات اندازه‌گیری شده تغییر می‌کند، درحالی‌که در تعریف مرجع‌های سینوسی و کسینوسی این وابستگی لحاظ نمی‌شود. بنابراین در روش CCA پدیده عدم تناسب مرجع و سیگنال اصلی به وجود می‌آید.

برای حل این مشکل، به جای سیگنال‌های مرجع سینوسی از اطلاعات خود سیگنال اصلی به عنوان مرجع استفاده می‌شود؛ مطابق رابطه (۵) سیگنال همه الکترودهای موردنظر جداگانه انتخاب شده و روی تمام سری‌های زمانی از آن‌ها میانگین گرفته می‌شود، سپس سیگنال‌های میانگین‌گیری شده با هم ترکیب شده و سیگنال‌های مرجع  $y$  متناظر هر فرکانس خاص را تولید می‌کنند. این روش بسیار قوی‌تر از CCA عمل کرده و دقت بالاتری تولید می‌کند، زیرا سیگنال اصلی را با میانگین‌های متناظر می‌سنجد و اصطلاحاً IT-CCA [۲۲] گفته می‌شود.  $k = 1, 2, \dots, 12$  اندیس فرکانس‌های تحریک است.

$$Y_k = \frac{1}{N_t} \sum_{t=1}^{N_t} X_k \quad (5)$$

IT-CCA بردارهای وزن‌دهی  $W_x$  و  $W_y$  را با بیشینه‌کردن همبستگی بین  $Y$  و  $X$  محاسبه می‌کند. سپس همبستگی خطی بین دو مجموعه متغیر را با استفاده از خودهمبستگی و همبستگی متقابل به دست می‌آورد. در ریاضیات همبستگی کل یا ضریب خودهمبستگی، به صورت نسبت بین خودهمبستگی و همبستگی متقابل بردارهای ورودی و خروجی طبق رابطه (۸) محاسبه می‌شود.

$$E[xx^T] = E[x^T x] = E[W_x^T X X^T W_x] = 1 \quad (6)$$

$$E[yy^T] = E[y^T y] = E[W_y^T Y Y^T W_y] = 1 \quad (7)$$

$$\rho_k = \rho_{w_x, w_y}(x, y) = \frac{E[x_t y_t]}{\sqrt{E[x_t x_t] E[y_t y_t]}} = \quad (8)$$

$$\frac{E[W_x^T X Y^T W_y^T]}{\sqrt{E[W_x^T X X^T W_x] E[W_y^T Y Y^T W_y]}}$$

هر فرکانسی که بیشترین ضریب همبستگی را بدهد، فرکانس تحریک است. در این تحقیق از بین هشت کانال که سیگنال EEG آن‌ها اندازه‌گیری شده است، سه الکتروود اول (O1 و O2 و OZ) انتخاب می‌شوند.  $X$  ماتریس سیگنال اصلی با ابعاد تعداد نمونه در تعداد الکتروود (۳×۱۱۱۴) است.

روش IT-CCA در هر فرکانس خاص با محاسبه مرتبه ماتریس-های داده اصلی و مرجع، دو ماتریس متغیر جدید تولید می‌کند که اصطلاحاً متغیرهای کانونی گفته می‌شوند و در آن‌ها اطلاعات اضافی

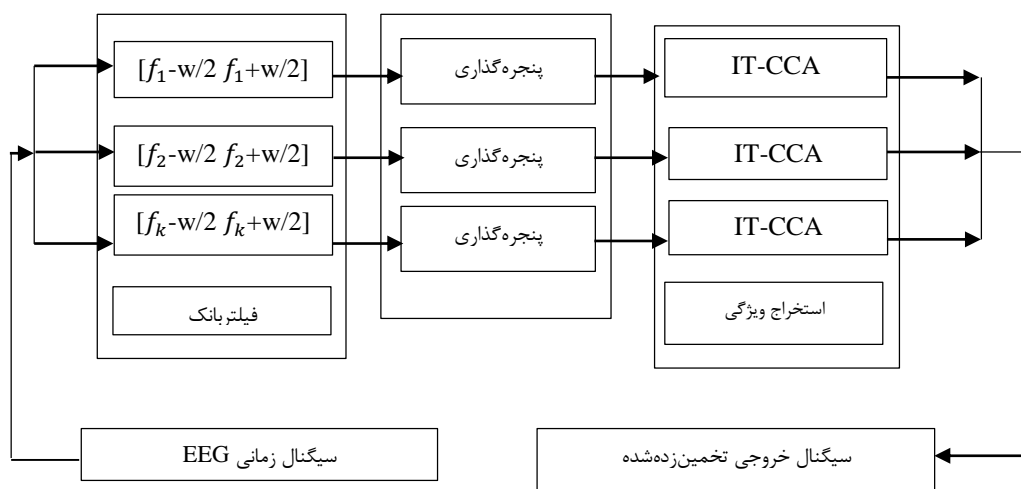
بیشترین دقت و نرخ انتقال اطلاعات را به ازای پنجره‌های با طول گوناگون تولید می‌کند. اما در عین حال وابسته به فرکانس نمونه- برداری و روشی تک الکتروود است. روش IT-CCA با وجود قدرت بسیار، عملکردی قوی در تحلیل این داده چگال ارائه نمی‌دهد. بنابراین روش بهبودیافته مبتنی بر ترکیب IT-CCA و فیلتربانک فرکانس‌گزین برای تحلیل داده پیشنهاد می‌شود.

جدول ۳: دقت (%) روش IT-CCA برای پنجره‌های سه و چهار ثانیه

افراد	T = 4	T = 3
شخص اول	۴۹/۱۶	۳۸/۳۵
شخص دوم	۲۸/۰۵	۱۴/۴۴
شخص سوم	۶۵/۲۷	۵۷/۷۷
شخص چهارم	۸۳/۶۱	۷۸/۰۵
شخص پنجم	۵۴/۷۲	۵۷/۷۷
شخص ششم	۶۷/۵۰	۶۱/۱۱
شخص هفتم	۶۸/۰۵	۶۳/۸۸
شخص هشتم	۹۱/۳۸	۸۸/۹۱
شخص نهم	۹۰/۸۳	۹۱/۳۸
شخص دهم	۴۴/۷۲	۵۴/۷۳
میانگین	۶۴/۳۳	۶۰/۶۳

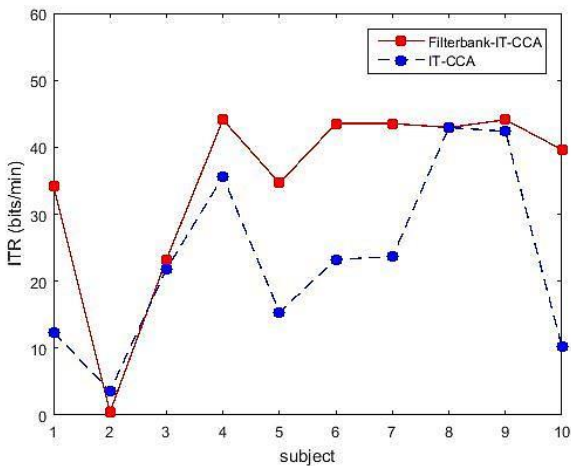
جدول ۴: ITR روش IT-CCA برای پنجره‌های سه و چهار ثانیه

طول پنجره	T = 4	T = 3
شخص اول	۱۲/۳۹	۱۰/۲۴
شخص دوم	۳/۵۹	۲/۰۶
شخص سوم	۲۱/۷۸	۲۳/۲۷
شخص چهارم	۳۵/۶۱	۸۲/۷۸
شخص پنجم	۱۵/۳۷	۲۳/۵۰
شخص ششم	۲۳/۲۶	۲۵/۵۴
شخص هفتم	۲۳/۶۴	۲۷/۸۴
شخص هشتم	۴۲/۹۵	۵۴/۳۰
شخص نهم	۴۲/۳۸	۵۷/۲۹
شخص دهم	۱۰/۲۱	۲۰/۹۶
میانگین	۲۳/۱۱	۳۲/۶۸



شکل ۲: بلوک دیاگرام روش ترکیبی فیلتربانک و IT-CCA

BCI باید به صورت عملی محقق شود. برای دستیابی به این هدف، صندلی چرخدار در یک محیط مجازی که دارای قابلیت ساخت تمام شرایط حقیقی است، شبیه‌سازی می‌شود. حرکت یک صندلی چرخدار در محیط از قوانین سینماتیکی و دینامیکی تبعیت می‌کند. اساس این سیستم دو چرخ دیفرانسیلی متحرک است. صندلی چرخدار باید در جهات مختلف توانایی حرکت داشته باشد. دو موتور گردان با حرکت دایره‌ای و سرعت مشخص و قابل تنظیم که در دو رأس یک محور گردان قرار دارند، به عنوان چرخ‌های دیفرانسیلی استفاده می‌شوند و صندلی را قادر به حرکت می‌کنند.



شکل ۴: مقایسه ITR حاصل از دو روش IT-CCA و ترکیب فیلتربانک و IT-CCA

در شبیه‌سازی فیزیکی صندلی برای همه اجزا شامل چرخ‌های دیفرانسیلی و بدنه صندلی چرخدار، مرزهایی منطبق با شکل آن‌ها در نظر گرفته می‌شود که اصطلاحاً شیء محصور<sup>۱۴</sup> گفته می‌شود. در حقیقت این مرزها صندلی را از برخورد با سایر اجسام آگاه کرده و به آن شکل می‌دهند.

جرم و چگالی صندلی نیز مقداری می‌شوند تا نیروی اصطکاک را شبیه‌سازی کنند، اما جرم نباید زیاد سنگین باشد، زیرا انرژی صندلی بعد از گذشت مدت زمانی کاهش می‌یابد و نمی‌تواند صندلی را حرکت دهد. همچنین نیروی گرانش نیز به شبیه‌سازی اضافه می‌شود تا تأثیر گرانش را اعمال کند.

در این کار ۱۲ فرکانس تحریک وجود دارد که هرکدام منطبق با یک دستور هستند. اما برای سادگی می‌توان از شش دستور زیر در حالت پایه استفاده کرد و برای افزایش چرخش در جهات گوناگون و انجام حرکات متعدد، فرکانس‌های دیگر را نیز به کار برد.

۱- فرکانس ۹/۲۵: ارسال دستور حرکت رو به جلو معادل مقداری سرعت یکسان به چرخ‌های دیفرانسیلی توسط وبوتس.

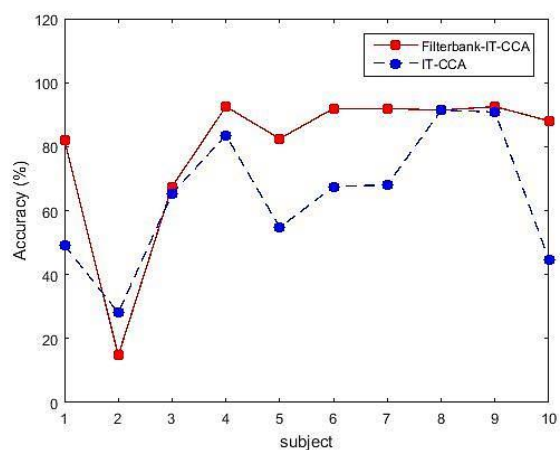
۲- فرکانس ۱۱/۲۵: ارسال دستور حرکت به راست، معادل چرخش ۹۰ درجه چرخ‌ها نسبت به موقعیت

جدول ۵: دقت (%) روش ترکیبی فیلتربانک و IT-CCA برای پنجره‌های سه و چهار ثانیه

افراد	T=4	T=3
شخص اول	۸۱/۹۴	۶۸/۶۰
شخص دوم	۱۴/۷۲	۱۳/۳۳
شخص سوم	۶۷/۵۰	۵۹/۱۶
شخص چهارم	۹۲/۵۰	۸۹/۶۶
شخص پنجم	۸۲/۵۰	۷۶/۵۴
شخص ششم	۹۱/۹۴	۸۹/۱۶
شخص هفتم	۹۱/۹۴	۸۷/۷۷
شخص هشتم	۹۱/۳۸	۸۴/۱۶
شخص نهم	۹۲/۵۰	۸۶/۹۴
شخص دهم	۸۸/۰۵	۸۲/۷۷
میانگین	۷۹/۵۰	۷۳/۸۰

جدول ۶: ITR روش ترکیبی فیلتربانک و IT-CCA برای پنجره‌های سه و چهار ثانیه

افراد	T=4	T=3
شخص اول	۳۴/۱۸	۳۳/۰۶
شخص دوم	۰/۴۷	۰/۴
شخص سوم	۲۳/۲۶	۲۳/۹۳
شخص چهارم	۴۴/۱۱	۵۲/۵۲
شخص پنجم	۳۴/۶۵	۳۸/۷۵
شخص ششم	۴۲/۵۳	۵۴/۳۴
شخص هفتم	۴۲/۵۳	۵۲/۵۷
شخص هشتم	۴۲/۹۵	۴۸/۱۳
شخص نهم	۴۴/۱۱	۵۱/۸۸
شخص دهم	۳۹/۶۵	۴۶/۵۲
میانگین	۳۵/۰۴	۴۰/۱۱



شکل ۳: مقایسه دقت حاصل از دو روش IT-CCA و ترکیب فیلتربانک و IT-CCA

#### ۴- شبیه‌سازی دروبوتس

پس از استخراج ویژگی‌ها و ارسال دستورات منطبق با هر فرکانس خاص و اطمینان از وجود دقتی قابل قبول برای هدایت صندلی چرخدار، ارسال دستورات و کنترل صندلی چرخدار توسط سیستم

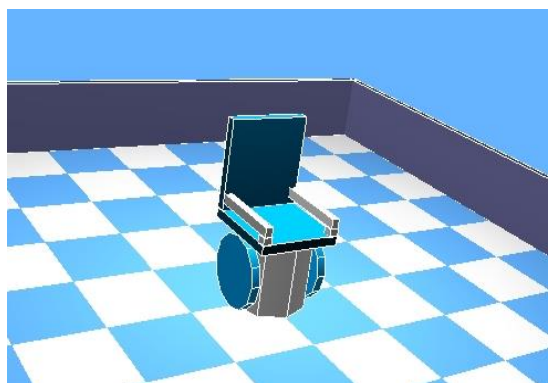
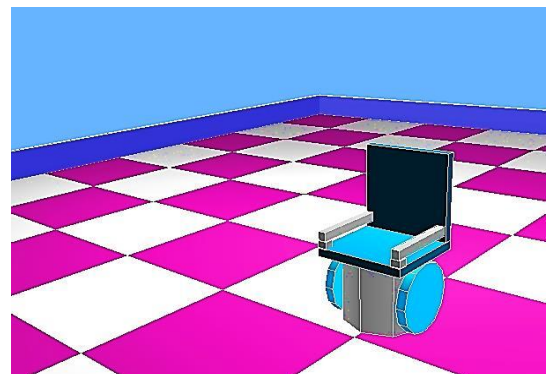
- ۱- تاکنون در هیچ‌یک از کارهای گزارش شده دقت ۱۰۰٪ به دست نیامده است. حتی دست‌یابی به دقت بالای ۹۰٪ نیز بسیار مطلوب است. علاوه بر دقت بالای حاصل از FFT، دقت میانگین تقریباً ۸۰٪ برای روش بهبودی ارائه شده در این تحقیق برای تعداد دوازده فرکانس دقتی بسیار مطلوب است.
  - ۲- اکثر سیستم‌های تحقیق شده تاکنون تنها با پنج یا تعداد کمتر فرکانس تحریک یا دستورات کار کرده‌اند و شبیه‌سازی شده‌اند، بنابراین از لحاظ نرخ انتقال اطلاعات با محدودیت روبه‌رو هستند و نمی‌توانند مانور حرکتی چندگانه را برای صندلی چرخدار فراهم کنند. در حالی که در این تحقیق دوازده دستور استخراج شده است.
  - ۳- نرخ انتقال اطلاعات با زیاد بودن تعداد دستورات افزایش می‌یابد. در این تحقیق ITR به دست آمده برای دوازده دستور با طول پنجره زمانی چهار ثانیه برای روش ترکیبی برابر ۳۵ بیت بر دقیقه است و مقداری مناسب است. ITR توسط روش FFT معادل ۵۲ بیت بر دقیقه است که بسیار مناسب است و برای کاربردهای برخط نیز می‌تواند نیاز کاربر را تأمین کند.
  - ۴- در این تحقیق توسط روش‌های بهبود سیگنال، نویز و مصنوعات به صورت قابل توجهی حذف شده‌اند و این باعث افزایش توان سیگنال و نسبت سیگنال به نویز و در نهایت دقت شده است. این مسئله قدرت روش‌های پیش‌پردازش مورد استفاده را تأیید می‌کند.
- روش بهبودیافته مبتنی بر ترکیب فیلتربانک و IT-CCA پیشنهادی در این تحقیق می‌تواند برای داده‌های چگال دیگر نیز دقت و ITR بالایی تولید کند. تنها مشکل این روش این است که برای پنجره‌های با طول کوچک، نمی‌تواند دقت بالا و ITR بالا ارائه دهد.

#### منابع

- [1] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, T. M. Vaughan, " Brain-computer interfaces for communication and control," Clin. Neurophysiology, Year: 2002, Volume: 113, Pages: 767-791.
- [2] M. Teplan. "Fundamentals of EEG Measurement," Measurement Science Review, Volume 2, Section 2, 2002 , Institute of Measurement Science, Slovak Academy of Sciences, Dúbravská cesta 9, 84104 Bratislava, Slovakia
- [3] B. Graimann, B. Allison, G. Pfurtscheller, "Brain-Computer Interfaces," Editors Revolutionizing Human-Computer Interaction 123, © Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2010, Springer Heidelberg Dordrecht London New York, Library of Congress Control Number: 2010934515.
- [4] E. Donchin, K. M. Spencer, and R. Wijesinghe, "The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain-computer interface," IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng., Jun. 2000, vol. 8, no. 2, pp. 174-179.

اولیه و مقداردهی سرعت متفاوت به چرخ‌های دیفرانسیلی در وبوتس.

- ۳- فرکانس ۱۳/۲۵: ارسال دستور حرکت به چپ، معادل چرخش ۹۰- درجه چرخ‌ها نسبت به موقعیت اولیه و مقداردهی سرعت متفاوت قرینه حالت ۲ به چرخ‌های دیفرانسیلی.
  - ۴- فرکانس ۹/۷۵: ارسال دستور چرخش به عقب، معادل چرخش ۱۸۰ درجه نسبت به موقعیت اولیه و مقداردهی سرعت متفاوت به چرخ‌های دیفرانسیلی.
  - ۵- فرکانس ۱۱/۷۵: ارسال دستور حرکت به عقب، معادل چرخش صفر درجه نسبت به موقعیت اولیه و مقداردهی سرعت یکسان و قرینه با حالت ۱ به چرخ‌های دیفرانسیلی.
  - ۶- فرکانس ۱۳/۷۵: ارسال دستور توقف، معادل عدم چرخش و صفر کردن سرعت چرخ‌های دیفرانسیلی.
- سایر حرکات شامل چرخش ۴۵ درجه، ۳۰ درجه و ۶۰ درجه به سمت راست و چپ می‌باشد. بدین وسیله آزادی حرکت بسیاری برای صندلی چرخدار فراهم شده است.



شکل ۵: صندلی چرخدار شبیه‌سازی شده در محیط وبوتس.

#### ۵- نتیجه‌گیری

مقایسه نتایج حاصل شده در این تحقیق با تحقیقات انجام گرفته مذکور نشان می‌دهد:



wheelchair," Control Conference (ASCC), Year: 2015, 10th Asian, Year: 2015, Pages: 1 – 6.

[22] M. Nakanishi, Y. Wang, Y. T. Wang, T. P. Jung, "A Comparison Study of Canonical Correlation Analysis Based Methods for Detecting Steady-State Visual Evoked," plos journals, Year: 2015.

[23] R. Jenke, A. Peer, M. Buss, "Feature Extraction and Selection for Emotion Recognition from EEG," IEEE Transactions on Affective Computing, Year: 2014, Volume: 5, Issue: 3, Pages: 327 – 339.

[24] Z. Lin, C. Zhang, W. Wu, X. Gao, "Frequency recognition based on canonical correlation analysis for SSVEP-based BCIs," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Year: 2007, Volume: 54, Issue: 6, Pages: 1172 –1176.

### زیرنویس‌ها

<sup>1</sup> Brain-Computer Interface (BCI)

<sup>2</sup> Electroencephalography

<sup>3</sup> Steady State Visual Evoked Potential

<sup>4</sup> Fast Fourier Transform

<sup>5</sup> Individual-Template Based Canonical Correlation Analysis

<sup>6</sup> P300 Potential

<sup>7</sup> Event-Related Desynchronization

<sup>8</sup> Event-Related Synchronization

<sup>9</sup> Brain-Computer Wheelchair

<sup>10</sup> Signal to Noise Ratio

<sup>11</sup> Information Transfer Rate

<sup>12</sup> Canonical Correlation Analysis

<sup>13</sup> Finite Impulse Response

<sup>14</sup> Bounding Object

[5] L. A. Farwell and E. Donchin, "Talking off the top of your head: Toward a mental prosthesis utilizing event related brain potentials," Clin. Neurophysiol., Dec. 1988, vol. 70, no. 6, pp. 510–523.

[6] E. E. Sutter, "The brain response interface: Communication through visually-induced electrical brain response," J. Microcomput. Appl., Year: Jan. 1992, vol. 15, no. 1, pp. 31–45.

[7] X. Gao, D. Xu, M. Cheng, and S. Gao, "A BCI-based environmental controller for the motion-disabled," IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng, Year: Jun. 2003, vol. 11, no. 2, pp. 137–140.

[8] G. Pfurtscheller, C. Brunner, A. Schlögl, and F. H. Lopes da Silva, "Mu rhythm (de)synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery tasks," NeuroImage, Year: 2006, vol. 31, pp. 153-159.

[9] S. M. Grigorescu, T. Luth, C. Fragkopoulou, M. Cyriackas and A. Graser, "A BCI controlled robotic assistant for quadriplegic people in domestic and professional life," Robotica, Year: 2011, vol. 30, no. 3, pp. 419–431.

[10] H. Cecotti and A. Graser, "Convolutional neural networks for P300 detection with application to brain-computer interfaces," IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., Year: Mar. 2011, vol. 33, no. 3, pp. 433–445.

[11] J. d. R. Millan, F. Renkens, J. Mourino, and W. Gerstner, "Noninvasive brain-actuated control of a mobile robot by human EEG," IEEE Trans. Bio. Eng., Year: Jun. 2004, vol. 51, no. 6, pp. 1026–1033.

[12] K. Tanaka, K. Matsunaga and H. O. Wang, "Electroencephalogram-based control of an electric wheelchair," IEEE Trans. Robot., Year: Aug. 2005, vol. 21, no. 4, pp. 762–766.

[13] K. Choi and A. Cichocki, "Control of a wheelchair by motor imagery in real time," in Proc. 9th Int. Conf. Intell. Data Eng. Autom. Learning, Year: 2008, pp. 330–337.

[14] K. Choi, "Control of a vehicle with EEG signals in real-time and system evaluation," Eur. J. Appl. Physiol., Year: v, vol. 112, no. 2, pp. 755–766.

[15] W. Song, X. Wang, S. Zheng, Y. Lin, "Mobile Robot Control by BCI Based on Motor Imagery," Intelligent Human-Machine Systems and Cybernetics (IHMSC), 2014 Sixth International Conference on, Year: 2014, Volume: 2, Pages: 383 – 387.

[16] B. Rebsamen, E. Burdet, C. Guan, H. Zhang, C.L. Teo, Q. Zeng, M. Ang, and C. Laugier, "A brain controlled wheelchair based on P300 and path guidance," in Proc. IEEE/RAS-EMBS Int. Conf. Biomed. Robot. Biomechatronics, Year: 2006, pp. 1001–1006.

[17] G. Pires, M. Castelo-Branco, and U. Nunes, "Visual P300-based BCI to steer a wheelchair: A Bayesian approach," in Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc., Year: 2008, pp. 658–661.

[18] C. Mandel, T. Luth, T. Laue, T. Rofer, A. Graser, and B. Krieg-Bruckner, "Navigating a smart wheelchair with a brain-computer interface interpreting steady-state visual evoked potentials," in Proc. Conf. Rec. 2009 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robots Syst., St. Louis, MO, pp. 1118–1125.

[19] M. Chung, W. Cheung, R. Scherer, and R. P. N. Rao, "Towards hierarchical BCIs for robotic control," in Proc. Conf. Rec. 2011 IEEE/EMBS 5<sup>th</sup> Int. Conf. Neural Eng, Cancun, Mexico, Apr./May 2011, pp. 330–333.

[20] P. L. Lee, H. C. Chang, T. Y. Hsieh, H. T. Deng, and C. W. Sun, "A brain-wave-actuated small robot car using ensemble empirical mode decomposition-based approach," IEEE Trans. Syst., Man, Cybern. A: Syst. Humans, Year: Sep. 2012, vol. 40, no. 5, pp. 1053–1064.

[21] A. Widjotriatmo, Suprijanto; S. Andronicus, "A collaborative control of brain computer interface and robotic