

## ارزیابی حالت توجه انتخابی دیداری به کمک تحلیل پتانسیل‌های وابسته به رویداد مغزی

محمد رضا اکبرزاده توتونچی<sup>۱</sup>، استاد؛ سیدعابد حسینی<sup>۲</sup>، دانشجوی دکتری؛ محمدباقر نقیعی سیستانی<sup>۳</sup>، استادیار  
 ۱- گروه مهندسی برق - دانشکده مهندسی - دانشگاه فردوسی مشهد - مشهد - ایران - akbazar@um.ac.ir  
 ۲- گروه مهندسی برق - دانشکده مهندسی - دانشگاه فردوسی مشهد - مشهد - ایران - sa.hosseini@stu.um.ac.ir  
 ۳- گروه مهندسی برق - دانشکده مهندسی - دانشگاه فردوسی مشهد - مشهد - ایران - mb-naghobi@um.ac.ir

**چکیده:** این تحقیق به منظور ارزیابی فعالیت نواحی مختلف مغز در حالت توجه انتخابی دیداری به کمک پتانسیل‌های وابسته به رویداد (ERP) پیشنهاد می‌شود. توجه انتخابی به محدودیت‌های ظرفیت پردازشی مغز در پرداختن به چند محرک هم‌زمان اشاره دارد. متوسط سیگنال‌های هر دسته از تحریک‌ها که نسبت به وقوع تحریک از نظر زمانی قفل شده‌اند، برای استخراج ERPها استفاده می‌شوند. در این مقاله، استخراج ویژگی توسط ضرایب موجک و شکلی-زمانی، انتخاب ویژگی بهینه توسط مقدار  $p$  و معیار پراکندگی و طبقه‌بندی به کمک ماشین بردار پشتیبان (SVM) با هسته‌های گوسی و چندجمله‌ای انجام می‌شود. در این تحقیق برای ارزیابی نتایج از روش پنج دسته استفاده می‌شود. نتایج نشان می‌دهد بیشترین میزان تفکیک بین پاسخ‌ها را بازه ۱۰۰ تا ۴۰۰ میلی‌ثانیه به کمک روش تحلیل تفکیکی قدم‌به‌قدم ایجاد می‌کند. در اکثر شرکت‌کنندگان دامنه قله  $P_{3b}$  روی تحریک هدف نسبت به غیر هدف بیشتر است. دو دسته هدف و غیر هدف به کمک معیار پراکندگی و SVM با هسته گوسی با درصد صحت متوسط ۸۶/۷٪ از یکدیگر تفکیک شدند. بیشترین صحت مربوط به نواحی گیج‌گاهی و آهیانه‌ای بوده و غلبه خاصی در نیم‌کره‌های مغزی وجود ندارد. بنابراین روش مورد استفاده از جمله روش‌های مفید در بازنمایی رفتار مغز در حالت توجه انتخابی دیداری است.

**واژه‌های کلیدی:** توجه انتخابی دیداری، پتانسیل‌های وابسته به رویداد، انتخاب ویژگی بهینه، انتخاب بازه بهینه.

## Evaluation of Visual Selective Attention by Event Related Potential Analysis in Brain Activity

Mohammad Reza Akbarzadeh Totonchi<sup>1</sup>, Professor; Seyyed Abed Hosseini<sup>2</sup>, PhD Student; Mohammad Bagher Naghibi Sistani<sup>3</sup>, Assistant Professor

1- Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran, Email: akbazar@um.ac.ir  
 2- Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran, Email: sa.hosseini@stu.um.ac.ir  
 3- Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran, Email: mb-naghobi@um.ac.ir

**Abstract:** This research proposes on the evaluation of different brain regions in visual selective attentional states by event-related potential (ERP) signals. Selective attention refers to the limitations of brain processing capacity in multiple simultaneous stimuli. Extracted epochs that are time-locked to stimuli onsets in each group are averaged for calculate the ERPs. In this paper, feature extraction by wavelet coefficients and time-shape features, feature selection by  $p$ -value and scattering criteria and classification by support vector machine (SVM) with Gaussian and polynomial kernels. Here, 5-fold cross validation use for result assessment. The results show that the best separation interval between responses is 100 to 400 msec by stepwise analysis method. The  $P_{3b}$  peak on target stimuli is clearly observed in comparison with non-target stimuli. The target and non-target categories are separate with the average accuracy of 86.7% by scattering criteria and Gaussian SVM. The temporal and parietal regions of the brain have better performance in comparison with other regions. Additionally, there is no dominance in the cerebral hemispheres. Therefore, this approach is a useful method in representation of brain activity in visual selective attentional state.

**Keywords:** Visual selective attention, Event related potentials, Optimum feature, Optimum interval.

تاریخ ارسال مقاله: ۱۳۹۳/۰۵/۱۶

تاریخ اصلاح مقاله: ۱۳۹۳/۰۸/۰۳ و ۱۳۹۳/۱۱/۱۲

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۳/۱۱/۲۶

نام نویسنده مسئول: محمد رضا اکبرزاده توتونچی

نشانی نویسنده مسئول: ایران - مشهد - میدان آزادی - دانشگاه فردوسی مشهد - دانشکده مهندسی.

## ۱- مقدمه

«توجه» شامل طیف وسیعی از پدیده‌ها است [۱]. توجه در برخی بیماری‌ها نظیر توان‌بخشی، نقص توجه-پرتحرکی (ADHD)، درخودماندگی و همچنین در بسیاری کاربردها نظیر یادگیری، دروغ‌سنجی، ارتباط مغز با رایانه (BCI)، نگاهبانی اماکن حفاظتی و حمل‌ونقل تأثیرگذار است [۸-۲]. یکی از مسائل چالش‌انگیز، پیچیدگی و تأثیر شدید این پدیده در اکثر فعالیت‌های شناختی است. بنابراین وجود سیستم‌هایی که میزان توجه را کمی کنند و بازنمایی خوبی از رفتار مغز نشان دهند، اجتناب‌ناپذیر است. یکی دیگر از مسائل مهم در تحقیق‌های فعالیت شناختی مغز امکان ارزیابی در مبدأ است. بنابراین هدف بسیاری از تحقیق‌ها کاهش بررسی عوامل واسطه‌ای و نمودهای رفتاری نظیر کلامی و حرکتی است [۹، ۱۰].

جیمز در سال ۱۸۹۰ می‌گوید هر کسی می‌داند توجه چیست و به حقیقت نزدیک‌تر است که بگوید هیچ‌کس نمی‌داند که چه چیزی توجه است و یا حداقل همه روان‌شناسان موافق نیستند [۱۲-۱۱]. مدل سولبرگ و ماتر یکی از پرکاربردترین مدل‌هایی است که برای ارزیابی توجه در بیماران با آسیب‌های عصبی مختلف استفاده می‌شود [۱۳]. طبق این مدل، توجه به پنج نوع تقسیم‌بندی می‌شود. ۱- توجه متمرکز: در این توجه، با ارائه دو یا چند محرک هم‌زمان، فرد باید به یکی از آن‌ها پاسخ دهد. ۲- توجه ماندگار (پایدار): به قابلیت ادامه دادن یک واکنش رفتاری در هنگام یک فعالیت پیوسته و تکراری است. در این نوع، شخص باید بتواند در مدت زمان طولانی، تمرکز خود را نسبت به موضوع مورد نظر باقی نگاه دارد. ۳- توجه انتخابی: این توجه، به محدودیت‌های ظرفیت پردازشی انسان در توجه به چند محرک هم‌زمان اشاره دارد. ۴- توجه تناوبی: در این توجه، انعطاف‌پذیری ذهنی باید به قدری باشد تا بتواند توجه را به‌طور مناسب بین فعالیت‌های مختلف انتقال دهد. ۵- توجه تقسیم‌شده (پراکنده): این توجه، توانایی واکنش هم‌زمان به چندین کار مختلف است. وقتی توجه بین چند موضوع تقسیم می‌شود، زمان کوتاهی برای جابجایی توجه بر موضوع‌ها صرف می‌شود [۱۴].

از تحقیق‌های مرتبط با توجه می‌توان به موارد زیر اشاره کرد: برای اولین بار وارتر اقدام به ثبت سیگنال‌های الکتریکی مغز (EEG) می‌مونه‌ها در انجام فعالیت‌های توجهی کرد و نتایج آزمایش نشان از رابطه مستقیم عصبی در یک فرآیند ذهنی داشت. سیگنال‌های EEG به‌علت ثبت غیر تهاجمی، ارزانی، امکان تحرک و آزادی بالا برای انجام یک فعالیت خاص و حد تفکیک زمانی خوب برای تحلیل فعالیت‌های شناختی مناسب هستند [۱۵]. معمولاً از افراد در حالت‌های مختلف سیگنال‌های EEG ثبت می‌شود، سپس تغییرهای این سیگنال‌ها از طریق مشاهده و یا روش‌های پردازشی مختلف بررسی می‌شوند [۹]. در هنگام توجه، تغییرهایی در EEG نظیر افزایش فرکانس و اندازه امواج بتا در نواحی پیشانی خصوصاً در بخش راست دیده می‌شود.

سون و همکارانش [۱۶] به بررسی دینامیک‌های سیگنال EEG در نوجوانان مبتلا به ADHD در مقایسه با افراد سالم در هنگام یک عملکرد شناختی پرداختند. در آزمایش آن‌ها ۱۱ پسر نوجوان مبتلا به ADHD و ۱۲ پسر سالم شرکت داشته و در هنگام اجرای آزمون عملکرد پیوسته (CPT)، سیگنال‌های EEG توسط ۱۹ الکترود ثبت شده است. آن‌ها از آنتروپی تقریبی برای تحلیل نتایج استفاده کردند و نتایج آن‌ها نشان داد آنتروپی تقریبی بیماران مبتلا به ADHD به‌طور قابل توجهی کمتر از افراد سالم است. گولا و همکارانش [۱۷] نشان دادند فعالیت بتای EEG در سیستم بینایی گره‌ها و انسان‌ها مربوط به پدیده توجه است. نتایج آن‌ها نشان داد که توان محدوده بتای افراد مسن در هنگام یک وظیفه بینایی نسبت به افراد جوان کاهش می‌یابد. همچنین آن‌ها بیان کردند در ناحیه پس‌سری فعالیت بتا مشهودتر است. شی و همکارانش [۱۸] به کمک سیگنال EEG و CPT دیداری و شنیداری به بررسی بیماران مبتلا به ADHD پرداختند. در آزمون آن‌ها ۴۴ کودک مبتلا به ADHD و ۴۴ فرد سالم مشابه از نظر سن و جنس شرکت داشتند. آن‌ها از آزمون توان EEG شامل توان نسبی بتا، آلفا، بتا، نسبت بتا به بتا و نسبت بتا به آلفا استفاده کردند. نتایج آن‌ها نشان داد بیماران مبتلا به ADHD به‌طور قابل توجهی توان نسبی بتای بالاتر، توان نسبی بتای پایین‌تر و نسبت بتا به بتای بالاتر دارند. همچنین بیماران مبتلا به ADHD نمره کمتری از CPT شنیداری گرفتند. همچنین آن‌ها نشان دادند هم‌بستگی معناداری بین توان آلفا

با عملکرد توجه دیداری در کودکان مبتلا به ADHD وجود دارد. در بعضی تحقیق‌ها هدف بررسی فعالیت مغز در طی یک رویداد خاص مثلاً پاسخ به یک تحریک حسی نظیر شنوایی و یا بینایی است. در این حالت اگرچه پاسخ مربوط به آن وضعیت بر روی سیگنال EEG ظاهر می‌شود، ولی از آنجا که بخش‌های مختلف دیگری نیز هم‌زمان بر روی مغز اثر دارند، تأثیر این رویداد خاص قابل بررسی جداگانه نیست. روش معمول در این حالت تکرار حالت مورد بررسی و سپس متوسط‌گیری هم‌زمان از سیگنال‌های مغزی است. این سیگنال‌ها که به‌صورت مرتبط با یک رویداد تولید می‌شوند، پتانسیل‌های وابسته به رویداد (ERP) نامیده می‌شوند. از مهم‌ترین عیب‌های این روش می‌توان به تعداد ثبت بالا برای رسیدن به شکل موج مناسب و وجود تأخیرهای غیر یکسان در پاسخ‌های مختلف که ممکن است به یک شکل موج با چند قله و یا یک قله پهن منجر شود، اشاره کرد. البته باید توجه داشت، به دلیل تغییرهای ایجادشده در ERP‌ها در ثبت‌های مختلف، پاسخی که از متوسط‌گیری به‌دست می‌آید، ممکن است با شکل واقعی اختلاف داشته باشند. بنابراین روش‌هایی که بتوانند ERP را از روی تعداد کمتری از ثبت‌ها (و در حالت ایده‌آل از روی تک‌ثبت) استخراج نمایند، مزیت دارند. به دلیل هم‌پوشانی EEG و ERP در حوزه زمان و فرکانس تفکیک آن‌ها از یکدیگر توسط پالایه‌های معمولی ممکن نیست؛ بنابراین نیاز به روش‌های پردازشی کامل‌تر دارند. حد تفکیک زمانی ERP‌ها بالا و در حد میلی‌ثانیه است، ولی از نظر

فرآیند تفکیکی غیر فعال، بدون توجه و تمرکز است. این مؤلفه زمانی بروز می‌کند که یک تحریک غیر معمول در بین یک رشته از تحریک‌های مشابه ظاهر شود. مؤلفه N2b بیانگر یک فرآیند تفکیک فعال است. این مؤلفه از لحاظ تأخیر نسبت به N2a طولانی‌تر است. این مؤلفه زمانی ظاهر می‌شود که شرکت‌کننده بر روی منبع تحریک تمرکز می‌کند. اغلب بعد از این مؤلفه منفی، یک مؤلفه P3a می‌آید. مؤلفه N2c بیانگر یک فرآیند گروه‌بندی است. این مؤلفه زمانی ظاهر می‌شود که تحریک‌های نامتجانس باید به دو گروه تقسیم شوند. این مؤلفه دارای دامنه بیشینه در نواحی خلفی است.

اکثر مطالعه‌ها معمولاً P300 را یکی از برجسته‌ترین مؤلفه‌ها می‌دانند [۲۸]. زمانی که شخص در هنگام پردازش یک سری از تحریک‌های غیر هدف با یک تحریک هدف مواجه می‌شود، این مؤلفه در سیگنال مغزی ایجاد می‌شود [۲۹]. تأخیر به نوع تحریک بینایی، شنوایی و مشخصه‌های شخص بستگی دارد [۳۰]. هر چه کار فکری خواسته‌شده از شخص بر روی تحریک‌های هدف بیشتر باشد، دامنه آن بیشتر می‌شود [۳۱]. مطالعه‌ها روی P300 نشان می‌دهند، دامنه آن بیانگر تخصیص‌دهی منابع توجهی برای پردازش‌های توجه و حافظه و تأخیر آن بیانگر زمان مورد نیاز برای تخصیص منابع و به‌کارگیری و به‌روز درآوری توجه و حافظه برای یک کار خاص است [۳۱، ۳۲]. پاسخ P300 شامل دو موج P3a و P3b است که به ترتیب به‌صورت فعال و نیازمند توجه فرد به محرک هستند. موج P3b به‌طور معمول P300 نامیده می‌شود.

از دیگر تحقیق‌های مرتبط با پدیده توجه به کمک ERPها می‌توان به موارد زیر اشاره کرد. مکیح و همکارانش [۳۳] در یک فعالیت توجه دیداری فضایی ERPهای زود هنگام و دیر هنگام را بررسی کردند. در تحقیق آن‌ها در طی فرآیند پاسخ به محرک‌های هدف و غیر هدف از ۲۰ نفر سیگنال EEG ثبت شده است. آن‌ها از روش ICA برای تحلیل داده استفاده کردند. آن‌ها بیان کردند توجه فضایی شبیه‌ساز و کارهای کنترل بهره بر مؤلفه‌های زود هنگام منابع عمل می‌کنند، در حالی که مؤلفه‌های دیر هنگام مشخصه‌های تحریک را نشان می‌دهند. در نهایت تحقیق آن‌ها منجر به ارائه بسته EEGLAB شد [۳۴].

مولتنی، بوتی و همکاران [۳۵، ۳۶] به ارزیابی سیگنال‌های مغزی در هنگام توجه ماندگار به کمک CPT پرداختند. آن‌ها توزیع زمانی و مکانی فعالیت سلول‌های عصبی را در هنگام انجام فعالیت شناختی بررسی کردند. در آزمایش آن‌ها ۹ شرکت‌کننده سالم حضور داشتند که همه شرکت‌کنندگان دارای موج  $\alpha$  پیش‌رونده به عقب و همچنین فعالیت‌های موج‌های  $\beta$  و  $\gamma$  در نیم‌کره راست قوی‌تر بودند. نتایج آماری نیز همبستگی بین CPT و توان EEG در فرکانس‌های بالا در بسیاری از نواحی سطح مغز را نشان داد.

قاسمی و همکاران [۷] از ICA برای تحلیل ERPهای ثبت‌شده از ۵۰ شرکت‌کننده بزرگسال (۱۰ فرد مبتلا به ADHD و ۴۰ فرد سالم) به کمک CPT در حالت توجه ماندگار دیداری استفاده کردند. آن‌ها

کالبدشناسی حد تفکیک محدودی دارند [۱۹]. روش‌های گوناگونی برای استخراج ERP، نظیر پالایه وینر، پیک-پیکینگ، پالایه‌های تطبیقی، روش‌های پارامتری، روش‌های تحلیل مؤلفه‌های اساسی و تحلیل مؤلفه‌های مستقل (ICA) نیز پیشنهاد شده است [۲۵-۲۰].

معمولاً در مؤلفه‌های سیگنال ERP از حروف N و P به ترتیب برای قطبیت منفی و مثبت استفاده می‌شود. معمولاً عددی که بعد از آن آورده می‌شود، بیانگر میزان تأخیر مؤلفه از زمان تحریک است. در هنگام آزمون، معمولاً برای جلب توجه و تمرکز بر روی آزمایش از یک الگوی کلی تحت عنوان ادبال استفاده می‌شود. در این روش دو نوع تحریک متفاوت شامل غیر معمول (هدف) و معمول (غیر هدف) در یک رشته از تحریک‌ها اعمال می‌شود. سپس از شخص خواسته می‌شود، به تحریک‌های هدف مثلاً با فشردن کلید موشواره، دوران یک مکعب در ذهن، شمردن تعداد تحریک‌ها و یا حرکت یک انگشت پاسخ دهد و به تحریک‌های غیر هدف پاسخ ندهد و یا این‌که کلید دیگری را فشار دهد.

وقتی یک تحریک غیر منتظره به شخص اعمال می‌شود، یک مؤلفه N100 مشاهده می‌شود. تکرار تحریک‌ها، باعث کاهش دامنه آن می‌شود، بنابراین دارای خاصیت عادت‌پذیری است. از طرف دیگر اگر مشخصه‌های تحریک تغییر کنند، دامنه آن مجدداً افزایش می‌یابد، بنابراین دارای خاصیت رفع‌عادت نیز هستند. شروع و قطع تحریک، پاسخ‌های مشابهی را باعث می‌شوند. ظهور N100 به‌عنوان سریع‌ترین کمپلکس ERP به دنبال یک تحریک جدید، مرتبط با پاسخ جهت‌دهی اولیه و توجه انتخابی است. از دیدگاه سوکولو، اهمیت فیزیولوژیکی پاسخ جهت‌دهی؛ افزایش حساسیت سیستم در پاسخ‌دهی و تشخیص تحریک‌های جدید است [۲۶]. لازم به‌ذکر است، N100 تنها مؤلفه بازگوکننده پاسخ جهت‌دهی نیست، بلکه در مؤلفه‌هایی نظیر P300 (P3) و موج انتظار نیز قابل مشاهده است [۲۷]. هیلارد یک الگو برای بررسی اثر توجه انتخابی در شنیدن را روی مؤلفه N100 ارائه کرد [۲۶]. در این الگو، یک رشته تصادفی از دو نوای صوت در فرکانس مختلف به فرد اعمال می‌شود. سپس فرد باید با توجه به نواهای پخش‌شده در یک گوش، موارد هدف را که دارای فرکانس کمی بالاتر هستند، تشخیص دهد. در این حالت نواهای هدف سبب بروز یک کمپلکس N100 می‌شوند که یک قله منفی بزرگ‌تر را در مقایسه با نواهای متعارف بروز می‌دهند. در تحریک‌های بینایی، مؤلفه N100 با تأخیر بیشتر و دامنه کمتر نسبت به تحریک شنوایی ظاهر می‌شوند.

پردازش‌های حسی اولیه در توجه انتخابی، قطعه پس‌سری را تحت تأثیر قرار می‌دهند؛ مؤلفه P100 در هنگام توجه متمرکز یک دامنه بزرگ‌تر را نسبت به بقیه تحریک‌ها نشان می‌دهد. بنابراین توجه متمرکز می‌تواند انتقال پیام‌های حسی از تالاموس را نیز تحت تأثیر قرار دهد.

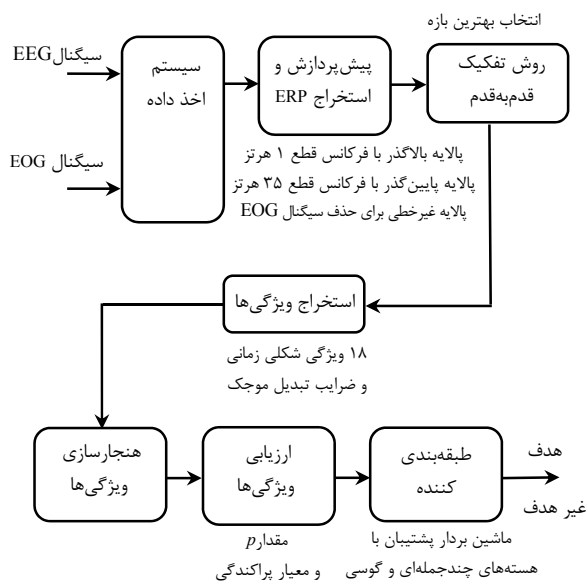
مؤلفه N200 که از آن به‌عنوان ارزیابی تحریک یاد می‌شود، در سه نوع مختلف N2a، N2b و N2c مشاهده می‌شود. مؤلفه N2a بیانگر یک

به صورت شبه تصادفی به مدت ۲۰۰ میلی ثانیه و با فاصله ۲/۵ ثانیه استفاده کردند. شرکت کنندگان باید در صورت تکرار یکی از حروف در یک سطر، دو دکمه تعیین شده را توسط انگشتان اشاره خود همزمان بفشارند. کل مدت زمان این آزمون ۸ دقیقه بوده است.

تانسند و همکاران [۴۲، ۴۳] به بررسی اختلال در خودماندگی به کمک بررسی ERPها پرداختند. اختلال‌های الکتروفیزیولوژیکی ناشی از شاخص کمبود توجه فضایی نظیر اختلال در خودماندگی ممکن است اثر مخچه بر عملکرد توجه فضایی را روی هر دو تابع توجه فضایی پیشانی و آهیانه‌ای منعکس کند.

دلورمه و همکاران [۴۴] به کمک ERPها به بررسی توجه انتخابی دیداری و بررسی زمان پاسخ فرد به محرک دیداری پرداختند. در آزمون آن‌ها ۱۵ فرد راست‌دست با متوسط سنی ۳۰ سال شرکت داشته که از آن‌ها ۲۹ کانال سیگنال مغزی ثبت شده است. همچنین برای نمایش بهتر موقعیت منابع مغزی از ۲ شرکت‌کننده ۲۵۳ کانال سیگنال مغزی ثبت شده است.

از مطالعه تحقیق‌های گذشته می‌توان به نکاتی نظیر اهمیت مفهوم توجه، روش طراحی آزمون سنجش، استفاده از سیگنال‌های مغزی و به خصوص ERPها و اهمیت مطالعه روی جنبه‌های دیداری و شنیداری توجه اشاره کرد. روندنمای مراحل تحلیل داده این تحقیق در شکل ۱ به نمایش گذاشته شده است. این شکل شامل بخش‌های اخذ داده، پیش‌پردازش، استخراج ویژگی‌ها، انتخاب بهترین بازه، روش تفکیک قدم‌به‌قدم و استخراج ویژگی‌ها است. در ادامه هر یک از این بخش‌ها مورد بحث قرار می‌گیرند.



شکل ۱: روندنمای کلی مراحل تحلیل داده

این تحقیق بر روی دو هدف اصلی تأکید می‌کند: در جنبه اول هدف ارزیابی سیستم شناخت به کمک ERPها در حالت توجه انتخابی

برای استخراج ERPها از متوسط‌گیری سیگنال‌های هر دسته از تحریک‌ها به صورت هم‌زمان با وقوع تحریک استفاده کردند. آن‌ها از ویژگی‌های فرکانسی و طبقه‌بندی کننده  $k$  نزدیک‌ترین همسایه استفاده کردند. آن‌ها به بیشترین درصد صحت ۹۲٪ و متوسط ۸۱٪ دست یافتند.

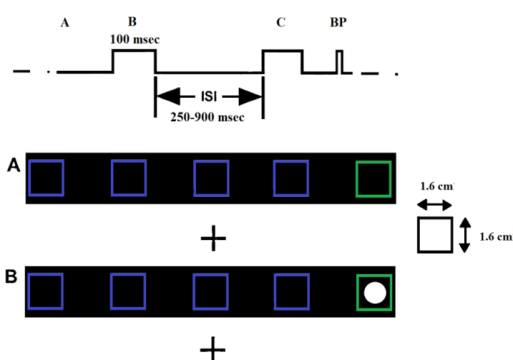
انسبرگ و همکاران [۳۷] به کمک بررسی فعالیت آلفا راهی برای ساز و کارهای مهاری قشری در فرآیند توجه عاطفی ارائه کردند. در تحقیق آن‌ها ۷۳ دانشجو مورد ارزیابی عاطفی و غیر عاطفی توسط پنج تصویر هیجانی به کمک اغتشاش‌های وابسته به رویداد قرار گرفتند. نتایج آن‌ها نشان داد توان آلفای بالایی توسط محرک عاطفی افزایش یافته است.

والان و همکاران [۳۸] به مقایسه پیدایش‌های ERP با نتایج آزمون سطح نگاه‌داری توجه و کمی‌سازی تأخیر، دامنه و تفاوت‌های مربوط به نقشه در مؤلفه  $P_{3a}$  بین بیماران تصلب چندگانه و گروه سالم پرداختند. در آزمون آن‌ها ۷۴ فرد تحت سه تحریک هدف، متعارف و غیر هدف قرار گرفتند. شرکت‌کنندگان در وظایف شنیداری و دیداری جداگانه شرکت کردند و از آن‌ها ۱۳۴ کانال سیگنال مغزی ثبت شده است. تفاوت‌های تأخیر توسط تحلیل هم‌پراش و همچنین تفاوت‌های مربوط به نقشه توسط نگاشت پارامتری آماری آزمون شده است. نتایج آن‌ها نشان داد دامنه  $P_{3a}$  با نمره آزمون سطح نگاه‌داری توجه در همه بیماران تصلب چندگانه روی نواحی پیشانی و آهیانه‌ای هم‌بسته است.

رویجتر و همکاران [۳۹] به بررسی اثر کافئین بر توجه ماندگار به کمک اندازه‌گیری تمرکز و خستگی با استفاده از تحلیل ERP پرداختند. در تحقیق آن‌ها ۱۲ شرکت‌کنندگان به مدت ۱۰ دقیقه در دو شرایط ۲۵۰ میلی‌گرم کافئین و دارونما قرار گرفتند. در آزمون ثبت ۹ الگوی متفاوت از ۳، ۴ و ۵ نقطه سفید در یک صفحه سیاه به‌عنوان تحریک به شرکت‌کنندگان نشان داده شده و شرکت‌کنندگان باید به سرعت به هر یک از تحریک‌ها با فشردن یکی از دو دکمه راست و یا چپ پاسخ دهند.

استینز و همکاران [۴۰] نمونه دیگری از CPT را بر اساس توجه به نقاط سفید ۳، ۴ و ۵ در زمینه سیاه، بر روی بیماران مبتلا به ADHD مورد بررسی قرار دادند. در تحقیق آن‌ها محل قرارگیری نقطه‌ها در هر بار نمایش به صورت تصادفی مشخص می‌شود. شرکت‌کنندگان باید انگشتان اشاره هر دو دست خود را بر روی دکمه موشواره قرار دهند و در صورت مشاهده الگوی ۴ نقطه‌ای با انگشت اشاره دست غالب و در صورت مشاهده الگوی ۳ و ۵ نقطه‌ای دکمه مربوط به انگشت دست غیر غالب را فشار دهند. در صورت پاسخ نادرست، یک سیگنال صوتی تولید خواهد شد. زمان واکنش، بین ۲۰۰ تا ۸۰۰۰ میلی‌ثانیه در نظر گرفته شده است. در تحلیل واکنش‌های قبل از ۲۰۰ میلی‌ثانیه به‌عنوان پاسخ‌های بدون فکر تلقی شده است.

هرمنس و همکاران [۴۱] از CPT برای ارزیابی توجه ماندگار در بیماران مبتلا به ADHD استفاده کردند. آن‌ها از نمایش یک سری حروف بزرگ انگلیسی B, C, D, G به رنگ سفید در زمینه سیاه،



شکل ۳: نمایشی از صفحه آزمون و نحوه اجرا

آزمون ثبت وظیفه ۵ جعبه‌ای از [۴۶، ۴۷] الهام گرفته شده است. این آزمون، به‌صورت نهایی در آزمایشگاه اریک کورچنس دانشگاه کالیفرنیا آماده شده است [۴۲]. در این آزمون ۵ مربع توخالی به اضلاع ۱/۶ سانتی‌متر به‌صورت افقی در مرکز صفحه نمایش وجود دارند. زاویه دید افقی ۰ تا  $\pm 2/7$  و  $\pm 5/5$  درجه در میدان دید است. در هنگام آزمون یک علامت جمع درست در زیر محل مربع شماره ۳ و در مرکز صفحه نمایش برای تثبیت توجه و مشخص کردن محل مربع‌ها نمایش داده می‌شود.

دو نوع رویداد حضور یک قرص سفید را در یکی از مربع‌ها نشان می‌دهند. عدد اول نشان می‌دهد، اگر قرص سفید در مربع سمت چپ و مربع سمت راست به مدت ۱۰۰ میلی‌ثانیه ظاهر شوند، به‌عنوان هدف شناخته شده و شرکت‌کننده باید دکمه موشواره ( $^1BP$ ) را بفشارد (کد ۲۰۱ بیانگر فشردن کلید است)، در غیر این‌صورت پاسخ نیاز نیست. فاصله بین هر دو تحریک ( $^1ISI$ ) ۲۵۰ تا ۱۰۰۰ میلی‌ثانیه در نظر گرفته شده است. عدد دوم، حضور قرص سفید در مربع اصلی را نشان می‌دهد. بنابراین تمام رویدادهای هدف توسط دو شماره کد می‌شوند (۱۱، ۲۲، ۳۳، ۴۴، ۵۵). همچنین زمان‌های شروع هر تحریک در سیگنال دریافتی ثبت شده تا در پردازش‌های بعدی برای استخراج ERP استفاده شوند.

### ۳- تحلیل داده

این بخش به تحلیل سیگنال ERP می‌پردازد. تحلیل داده شامل پیش‌پردازش، انتخاب بازه مناسب توسط روش تفکیک قدم‌به‌قدم، استخراج ویژگی‌ها توسط ویژگی‌های شکلی-زمانی و ضرایب موجک، هنجارسازی ویژگی‌ها، ارزیابی ویژگی‌ها توسط معیار پراکندگی و مقدار  $p$  و دسته‌بندی‌کننده توسط ماشین بردار پشتیبان به کمک هسته‌های گوسی و چندجمله‌ای است.

### ۳-۱- پیش‌پردازش

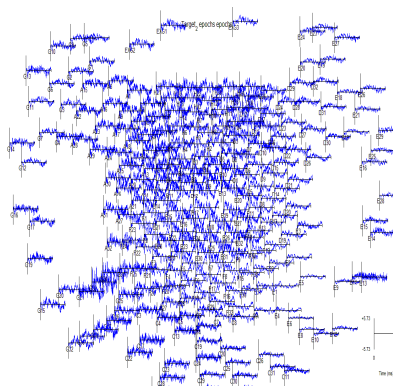
در این بخش عوامل مداخله‌ای از قبیل اختلال ۶۰ هرتز برق شهر، حرکت‌های ماهیچه‌ای، انحراف dc، سیگنال ECG و EOG از سیگنال

دیداری و به‌خصوص شناسایی بازه بهینه به کمک روش تفکیک قدم به قدم است. در جنبه دوم، هدف بررسی نواحی مؤثر مختلف مغزی در حالت توجه انتخابی دیداری است. بنابراین از نوآوری‌های اصلی تحقیق می‌توان به مواردی نظیر شناخت هر چه بهتر پدیده توجه انتخابی دیداری، انتخاب بازه بهینه، شناسایی ویژگی‌های بهینه و شناسایی نواحی اثرگذار فعالیت مغز اشاره کرد.

ساختار این تحقیق بدین شرح است که در بخش دوم به معرفی داده تحقیق و آزمون ثبت پرداخته می‌شود. در بخش سوم به تحلیل داده شامل پیش‌پردازش، استخراج ویژگی، هنجارسازی، ارزیابی ویژگی‌ها توسط روش پراکندگی و مقدار  $p$  و دسته‌بندی‌کننده توسط ماشین بردار پشتیبان با هسته‌های گوسی و چندجمله‌ای پرداخته می‌شود. در بخش چهارم نتایج تحقیق ارائه می‌شود. در نهایت در بخش پنجم به بحث و نتیجه‌گیری پرداخته می‌شود.

### ۲- داده تحقیق

داده تحقیق از [۴۵] استفاده شده که شامل ۲۵۰ کانال سیگنال مغزی ثبت‌شده توسط دستگاه اکتیو-تو شرکت بایوسمی است. این داده با فرکانس ۲۵۶ هرتز نمونه‌برداری و توسط مبدل آنالوگ به دیجیتال ۲۴ بیتی ثبت شده‌اند. مرجع همه کانال‌های ثبت سیگنال نسبت به استخوان گوش راست سنجیده شده است. مقاومت ظاهری کانال‌های ثبت زیر ۵ کیلو اهم نگاه داشته شده است. موقعیت الکترودهای ثبت سیگنال مغزی، به‌همراه ERPها در هر الکترود در شکل ۲ به نمایش گذاشته شده است. در هنگام آزمون الکترودهایی در اطراف چشم راست برای ثبت زمان‌های پلک‌زدن و حرکت‌های افقی و عمودی چشم (EOG) و همچنین دو الکترود برای ثبت فعالیت قلبی (ECG) استفاده شده است.



شکل ۲: نمایشی از موقعیت الکترودهای ثبت سیگنال مغزی، به همراه ERPها در هر الکترود

از حروف F1-E1-E32, D1-D32, C1-C32, B1-B32, A1-A32 و EXG1-EXG3 و H1-H24, G1-G32, F32 استفاده شده است. این داده، شامل ۵ مجموعه است که هر کدام حاوی یک دقیقه بلوک از داده هستند. در کل ۵۰۰ اپوک داده موجود است. نمایشی از صفحه آزمون و نحوه اجرا در شکل ۳ به نمایش گذاشته شده است.

در جدول ۱،  $s(t)$  بیانگر سیگنال ERP،  $[t_{start}, t_{stop}]$  بیانگر بازه زمانی مناسب پس از شروع تحریک برای استخراج ویژگی،  $n$  تعداد نمونه‌ها در بازه مورد نظر و  $\tau$  فاصله نمونه‌برداری است. به کمک نرم‌افزار MATLAB، تمام ۱۸ ویژگی ذکر شده برای سیگنال‌های هدف و غیر هدف استخراج شده‌اند.

### ۳-۲- استخراج ویژگی‌ها

به‌منظور استخراج مؤلفه‌های ERP بازه‌ای شامل ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل و ۱ ثانیه بعد از اعمال تحریک از سیگنال EEG جدا می‌شود. قسمت‌های جدا شده که نسبت به لحظه وقوع تحریک قفل شده‌اند زیر هم قرار گرفته و متوسط آن‌ها به‌عنوان ERP محاسبه می‌شود. برای استخراج ویژگی از سیگنال‌های ERP از ۱۸ ویژگی شکلی-زمانی و ۱۲ ویژگی تبدیل موجک استفاده می‌شود.

#### • ویژگی‌های شکلی-زمانی

شکل پتانسیل‌های برانگیخته مغزی نسبتاً مشخص است، بنابراین در این بخش ویژگی‌های شکلی-زمانی مطابق جدول ۱ از روش موجود در [۵۰، ۴۹] برای تفکیک بین بیماران مبتلا به افسردگی و افراد سالم به کمک آشکارسازی مؤلفه P600 مورد استفاده قرار می‌گیرد.

#### • ویژگی‌های ضرایب موجک

محدوده‌های مختلف فرکانسی شامل آلفا، بتا، تتا، دلتا و گاما در مورد سیگنال‌های EEG مطرح هستند [۳۱، ۳۲]، اما [۵۱، ۵۲] با پیشنهاد نظریه نوسان‌های وابسته به رویداد آن‌ها را به ERPها نیز تعمیم دادند. دیدگاه تبدیل موجک گسسته بر مبنای پالایه بانک و تجزیه سیگنال اصلی به وسیله پالایه‌های بالاگذر و پایین‌گذر است [۵۳]. تعداد سطح‌های تجزیه بر پایه مؤلفه‌های فرکانسی غالب در سیگنال انتخاب می‌شوند. با توجه به اینکه سیگنال ERP معمولاً مؤلفه‌های فرکانسی در بالای ۳۲ هرتز ندارد، سطح انتخابی پنج در نظر گرفته شده است. بنابراین سیگنال به جزئیات  $D1-D5$  و آخرین تقریب یعنی  $A5$  تجزیه می‌شوند. برای مطالعه بیشتر در این باره می‌توانید به [۹] مراجعه کنید. پنج سطح تجزیه توسط موجک مادر دابشیز ۴ ( $db4$ ) با فرکانس نمونه‌برداری ۲۵۶ هرتز در جدول ۲ آورده شده است.

جدول ۲: پنج سطح تجزیه برای موجک  $db4$

محدوده‌های فرکانسی	بازه فرکانسی (هرتز)	سطح‌های تجزیه
Noises	۶۴-۱۲۸	D1
Noises (Gama)	۳۲-۶۴	D2
Beta	۱۶-۳۲	D3
Alpha	۸-۱۶	D4
Theta	۴-۸	D5
Delta	۰-۴	A5

همان‌طور که در جدول ۲ مشخص است، مؤلفه  $A5$  در داخل محدوده فرکانسی دلتا،  $D5$  در محدوده تتا،  $D4$  در محدوده آلفا و  $D3$  در محدوده بتا قرار دارند. ویژگی‌هایی نظیر متوسط قدرمطلق ضرایب

اصلی حذف می‌شوند. به‌منظور حذف انحراف dc سیگنال‌ها از یک پالایه بالاگذر با فرکانس قطع یک هرتز عبور داده می‌شوند. به‌منظور حذف اختلال برق شهر و نویزهای فرکانس بالا سیگنال‌ها از یک پالایه پایین‌گذر با فرکانس قطع ۳۵ هرتز نیز عبور داده می‌شوند. به‌منظور حذف سیگنال تداخلی EOG از پالایه غیر خطی ANFIS<sup>۱۲</sup> استفاده می‌شود. این روش در مقایسه با روش آستانه‌گذاری برای حذف EOG عملکرد مناسب‌تری دارد. در این روش سیگنال EOG به‌عنوان مرجع نویز ورودی به سیستم داده می‌شود و پس از تخمین EOG تداخلی توسط ANFIS، از سیگنال EEG اصلی کم می‌شود. برای تخمین EOG تداخلی از ورودی‌های مرجع، ANFIS به تخمین تابع غیر خطی  $f(\cdot)$  که بیانگر تابع مبدل سیگنال EOG مرجع به EOG تداخلی است، می‌پردازد [۴۸]. داده‌هایی که سیگنال‌های چشمی آن‌ها دامنه‌ای بیش از ۷۰ میکرو ولت داشته باشند، به‌عنوان داده غیر معتبر تلقی شده و از روال تحلیل کنار گذاشته می‌شوند.

جدول ۱: معرفی ویژگی‌های شکلی-زمانی [۵۰، ۴۹]

ردیف	نام ویژگی	تعریف
۱	زمان تأخیر سیگنال (LAT)	$t_{s \max} = \{t   s(t) = s_{\max}\}$
۲	بیشترین دامنه سیگنال (AMP)	$s_{\max} = \max\{s(t)\}$
۳	نسبت تأخیر به دامنه سیگنال (LAR)	$t_{s \max} / s_{\max}$
۴	قدرمطلق دامنه سیگنال (AAMP)	$ s_{\max} $
۵	قدرمطلق نسبت تأخیر به دامنه سیگنال (ALAR)	$ t_{s \max} / s_{\max} $
۶	سطح مثبت (PAR)	$A_p = \sum_{t_{start}}^{t_{stop}} 0.5(s(t) +  s(t) )$
۷	سطح منفی (NAR)	$A_n = \sum_{t_{start}}^{t_{stop}} 0.5(s(t) -  s(t) )$
۸	قدرمطلق سطح منفی (ANAR)	$ A_n $
۹	سطح کل (TAR)	$A_{pn} = A_p + A_n$
۱۰	قدرمطلق سطح کل (ATAR)	$ A_{pn} $
۱۱	مجموع قدرمطلق سطوح (TAAR)	$A_{p n } = A_p +  A_n $
۱۲	متوسط قدرمطلق شیب سیگنال (AASS)	$ \bar{s}  = \frac{1}{n} \sum_{t=start}^{stop-\tau} \frac{1}{\tau}  s(t+\tau) - s(t) $
۱۳	قله تا قله سیگنال (PP)	$pp = s_{\max} - s_{\min}$
۱۴	پنجره زمانی قله تا قله (PPT)	$t_{pp} = t_{s \max} - t_{s \min}$
۱۵	شیب قله تا قله (PPS)	$\dot{s}_{pp} = \frac{pp}{t_{pp}}$
۱۶	عبور از صفر (ZC)	$n_{zc} = \sum_{t=t_{\min}}^{t_{\max}} \delta_s$
۱۷	چگالی عبور از صفر (ZCD)	$d_{zc} = \frac{n_{zc}}{t_{pp}}$
۱۸	تغییر علامت شیب (SSA)	$n_{sa} = \sum_{t=start}^{stop} 0.5 \times \left  \frac{s(t-\tau)-s(t)}{ s(t-\tau)-s(t) } + \frac{s(t+\tau)-s(t)}{ s(t+\tau)-s(t) } \right $

• معیار پراکندگی

معمولاً در یک مسئله طبقه‌بندی مناسب‌ترین حالت زمانی است که هر دسته دارای توزیع متمرکز (پراکندگی کم حول متوسط دسته) و مجموع دسته‌ها در فضای کلی دارای توزیع دور از هم (پراکندگی زیاد و دور از میانگین کلی) باشند. بنابراین تاکنون معیارهای مختلفی پیشنهاد شده است که هر یک به‌گونه‌ای از مقادیر پراکندگی درون دسته‌ای و پراکندگی بین دسته‌ای برای بررسی توزیع دسته‌ها در فضای ویژگی استفاده می‌کنند [۲۸، ۵۵، ۵۶]. در این روش می‌توان به قدرت جداسازی بردار ویژگی بدون استفاده از دسته‌بندی کننده پی برد. برای محاسبه معیار پراکندگی (در حالت کلی  $k$  دسته‌ای) ابتدا مقادیرهای  $S_W$  و  $S_B$  به‌صورت رابطه (۲) تعریف می‌شوند.

$$S_W = \sum_{i=1}^k p_i E((x - m_i)(x - m_i)^T) \quad (2)$$

$$S_B = \sum_{i=1}^k p_i E((m_i - m_{mean})(m_i - m_{mean})^T)$$

در رابطه (۲)،  $\sum_i$  ماتریس هم‌پراش،  $S_W$  ماتریس پراکندگی درون دسته‌ای،  $K$  تعداد دسته‌ها،  $p_i$  احتمال اولیه (پیشین) دسته  $m_i$ ،  $m_i$  متوسط دسته نام و  $x$  بردار ویژگی است. اگر  $n_i$  نمونه‌های دسته نام و  $n$  تعداد کل نمونه‌ها باشد،  $p_i$  به‌صورت رابطه (۳) محاسبه می‌شود.

$$p_i \cong \frac{n_i}{n} \quad (3)$$

همچنین در رابطه (۲)،  $S_B$  ماتریس پراکندگی بین دسته‌ای و  $m_{mean}$  متوسط همه  $m_i$ ها است. در نهایت معیار پراکندگی به‌صورت رابطه (۴) محاسبه می‌شود.

$$Scattering\ Criterion = \frac{trace(S_W)}{trace(S_B)} \quad (4)$$

در رابطه (۴)، مقدار  $trace(S_W)$  بیان‌گر میانگین پراش‌های تمام ویژگی‌ها برای کل دسته‌ها است و  $trace(S_B)$  بیان‌گر فاصله متوسط هر دسته از مقدار متناظر کلی آن است. بدیهی است که مقدار پراکندگی با میزان تفکیک‌شدگی فضای ویژگی رابطه عکس دارد. مزیت معیار پراکندگی نسبت به روش‌های دیگری نظیر آزمون  $t$  در ارزیابی تکی و یا چند ویژگی بودن است.

۳-۵- طبقه‌بندی کننده ماشین بردار پشتیبان

ایده اولیه ماشین‌های بردار پشتیبان توسط واپنیک مطرح شد [۵۷]. در این روش داده‌ها به فضایی با ابعاد بالاتر به کمک توابع هسته انتقال یافته به‌نحوی که در فضای جدید به‌صورت خطی بیشترین تفکیک‌پذیری را داشته باشند. توابعی که شرط مرکز را برقرار سازند، می‌توانند به‌عنوان تابع هسته استفاده شوند. معمولاً توابع هسته چندجمله‌ای از درجه  $d$  و گوسی مطابق رابطه (۵) استفاده می‌شوند.

$$Polynomial : K(x, y) = (x \cdot y + 1)^d \quad (5)$$

$$Gaussian : K(x, y) = \exp\left(-\frac{\|x - y\|^2}{2\sigma^2}\right)$$

موجک، متوسط توان ضرایب موجک و انحراف معیار ضرایب موجک برای هر محدوده مطابق جدول ۳ استخراج می‌شوند.

جدول ۳: ویژگی‌های ضرایب موجک استخراجی

بازه (هرتز)	متوسط قدرمطلق ضرایب موجک	متوسط توان ضرایب موجک	انحراف معیار ضرایب موجک
۱۶-۳۲	$W1$	$W2$	$W3$
۸-۱۶	$W4$	$W5$	$W6$
۴-۸	$W7$	$W8$	$W9$
۰-۴	$W10$	$W11$	$W12$

۳-۳- هنجارسازی ویژگی‌ها

در بسیاری از روش‌های استخراج ویژگی، بازه تغییرات ویژگی‌ها یکسان نیست؛ بنابراین ویژگی‌هایی با مقدار بزرگ‌تر تأثیر بیشتری می‌گذارند اما لزوماً به معنای مهم‌تر بودن آن‌ها نیست. در اینجا همه ویژگی‌های استخراجی با متوسط ( $\mu$ ) و انحراف معیار ( $\sigma$ ) یک، مطابق رابطه (۱) هنجارسازی [۵۴] می‌شوند.

$$X'_i = \frac{X_i - \mu}{\sigma} \quad (1)$$

که  $X_i$  و  $X'_i$  به‌ترتیب بیانگر نامین مقدار ویژگی قبل و بعد از هنجارسازی هستند.

۳-۴- ارزیابی ویژگی‌ها

در ارزیابی ویژگی‌ها باید توجه داشت که دسته ویژگی بهینه لزوماً از ویژگی‌هایی که تک‌تک خوب هستند، تشکیل نمی‌شود. زیرا ممکن است به‌دلیل همپوشانی اطلاعات، حاوی اطلاعاتی بیشتر از تک‌تک آن‌ها نباشند. درحالی‌که افزودن یک ویژگی ضعیف‌تر ممکن است به‌دلیل افزودن اطلاعات غیر تکراری سبب بهبود مجموعه شود [۲۸]. روش‌های ارزیابی و انتخاب ویژگی بهینه در زیر آورده شده است.

• معیار آزمون  $t$

به‌منظور تحلیل ویژگی‌های استخراج‌شده و بررسی این‌که تا چه میزان ویژگی‌ها قادر به تفکیک هستند، از نرم‌افزار SPSS برای تحلیل استفاده می‌شود. آزمون  $t$  در واقع یک آزمون فرضیه است که اختلاف یک کمیت را در دو گروه، مورد بررسی قرار می‌دهد و معیارهایی را برای میزان معنی‌دار بودن این اختلاف ارائه می‌دهد. از این‌رو آزمون  $t$  را جزء روش‌های مقایسه میانگین نیز دسته‌بندی می‌کنند. آزمون  $t$  به‌عنوان خروجی دو معیار مقدار  $t$  و مقدار  $p$  ارائه می‌دهد. مقدار  $t$  با استفاده از نحوه توزیع کمیت مورد نظر در دو گروه مورد بررسی محاسبه می‌شود و قدرمطلق آن نشان‌دهنده میزان اختلاف کمیت در دو گروه است. مقدار  $p$  نیز احتمال خطای ناشی از نادرست بودن فرضیه است که هرچه کوچک‌تر باشد، یعنی اختلاف کمیت در دو گروه معنی‌دارتر بوده است [۲۸].

۲-۴ - نتایج ارزیابی تک به تک ویژگی‌ها

به منظور بررسی ویژگی‌های مختلف و میزان تغییرات آن‌ها در دو گروه هدف و غیر هدف از دو روش محاسبه مقدار  $p$  و معیار پراکندگی برای ارزیابی تک به تک ویژگی‌ها مطابق جدول ۴ استفاده می‌شود.

جدول ۴: نتایج ارزیابی آماری ویژگی‌ها به صورت تک به تک

ردیف	نوع و نام ویژگی	مقدار $p$	معیار پراکندگی
۱	LAT	۵/۲E-۶	۱۷۱
۲	AMP	۶/۷E-۴	۱۴۲
۳	LAR	۳/۹E-۲	۴۲۷
۴	AAMP	۱/۷E-۹	۱۲۱
۵	ALAR	۲/۹E-۲	۸۲۰
۶	PAR	۴/۷E-۱۰	۱۲۴
۷	NAR	۸/۴E-۸	۱۰۷
۸	ANAR	۸/۲E-۸	۱۰۶
۹	TAR	۷/۰E-۵	۹۸
۱۰	ATAR	۲/۹E-۴	۲۰۰
۱۱	TAAR	۷/۱E-۲	۹۶۲
۱۲	AASS	۲/۶E-۵	۲۶۱
۱۳	PP	۶/۲E-۲	۴۱۲
۱۴	PPT	۵/۷E-۱	۱۰۲۶
۱۵	PPS	۷/۳E-۳	۳۴۵
۱۶	ZC	۹/۱E-۲	۱۷۲
۱۷	ZCD	۷/۶E-۷	۲۶۹
۱۸	SSA	۴/۹E-۹	۱۵۸
۱۹	W1	۷/۷E-۶	۳۱۰
۲۰	W2	۳/۱E-۴	۴۲۰
۲۱	W3	۸/۲E-۱	۷۳۲
۲۲	W4	۱/۹E-۲	۶۹۱
۲۳	W5	۲/۳E-۴	۱۲۵
۲۴	W6	۱/۸E-۱	۲۲۷
۲۵	W7	۷/۳E-۲	۶۲۱
۲۶	W8	۶/۴E-۶	۱۰۵۹
۲۷	W9	۲/۲E-۱	۱۵۳۶
۲۸	W10	۲/۶E-۲	۳۵۱
۲۹	W11	۷/۹E-۵	۵۸۱
۳۰	W12	۳/۹E-۲	۷۱۱

به منظور مقایسه بین ویژگی‌های مختلف می‌توان جدول ۴ را به صورت صعودی بازنویسی کرد. در این صورت ویژگی‌های برتر در بالای جدول قرار می‌گیرند. ارزیابی انجام شده با دو معیار، تقریباً هم‌خوانی خوبی با یکدیگر دارند. در بین ویژگی‌های برتر می‌توان به ۵ ویژگی برتر شکلی-زمانی شامل LAR, ALAR, TAAR, PP, و PPT و ۵ ویژگی برتر موجک شامل W3, W4, W7, W9, و W12 اشاره کرد.

در این تحقیق برای ارزیابی نتایج از روش ۵ دسته استفاده می‌شود. در این روش مجموعه کل داده‌ها به صورت تصادفی به ۵ دسته افراز می‌شوند. سپس طی ۵ مرحله، هر بار یکی از دسته‌ها به عنوان آزمون و ۴ دسته دیگر به عنوان آموزش استفاده می‌شوند. در نهایت ۵

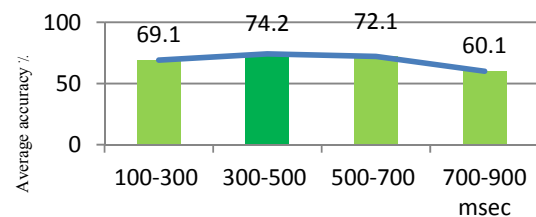
طبقه‌بندی کننده SVM نیز دارای نقاط قوت و ضعف خاص خود است. از مهم‌ترین نقاط قوت آن می‌توان به طراحی طبقه‌بندی کننده با حداکثر تعمیم، رسیدن به بهینه سراسری تابع هزینه، تعیین خودکار ساختار و توپولوژی بهینه برای طبقه‌بندی کننده و امکان استفاده از مرزهای غیر خطی در فضای طبقه‌بندی اشاره کرد. از جمله معایب این روش نیز می‌توان به عدم وجود قانون کلی برای انتخاب تابع هسته و پارامترهای روش و اثر مخرب داده‌های دورافتاده بر روی مرزها اشاره کرد. در این تحقیق، برنامه ماشین بردار پشتیبان در جعبه‌ابزار LIBSVM [۲۹] اجرا می‌شود.

۴ - نتایج

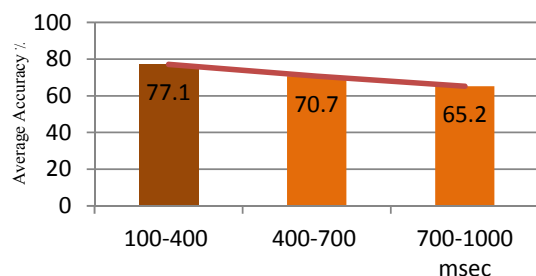
این بخش به نتایج تفکیک داده‌های تحریک هدف و غیر هدف می‌پردازد. بدین منظور بهتر است، ابتدا بازه بهینه انتخاب شود.

۴-۱ - انتخاب بازه بهینه

در این تحقیق، برای انتخاب بازه بهینه از روش تحلیل تفکیکی قدم به قدم استفاده می‌شود. در این روش ابتدا سیگنال‌های ERP به بازه‌های زمانی مختلف تقسیم شده و سپس با بهترین ترکیب ویژگی‌هایی که بتواند بیشترین میزان تفکیک بین پاسخ‌ها را داشته باشند، بهترین بازه پیدا می‌شود. نمونه‌ای از انجام روش تحلیل تفکیکی قدم به قدم در شکل‌های ۴ و ۵ آورده شده است. از نتایج شکل‌های ۴ و ۵ مشاهده می‌شود، بازه زمانی ۳۰۰ تا ۵۰۰ و همچنین ۱۰۰ تا ۴۰۰ میلی‌ثانیه بهترین بازه برای تفکیک دو دسته هدف و غیر هدف هستند. بنابراین در این تحقیق بازه ۱۰۰ تا ۴۰۰ میلی‌ثانیه برای تحلیل استفاده می‌شود.



شکل ۴: نمایش درصد صحت متوسط به روش تحلیل تفکیکی قدم به قدم در بازه‌های مختلف



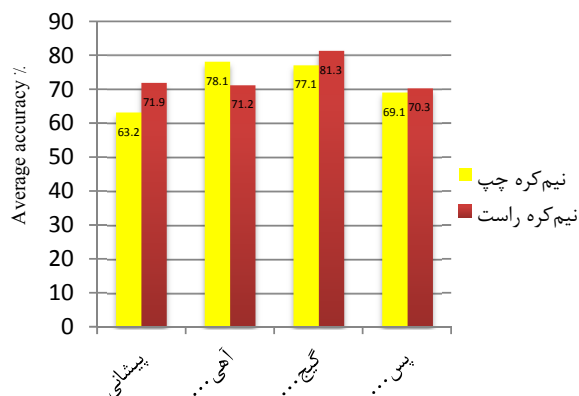
شکل ۵: نمایش درصد صحت متوسط به روش تحلیل تفکیکی قدم به قدم در بازه‌های مختلف



و اثرهای توجه و حافظه از تحریک‌های قبلی است، مورد سؤال قرار گرفته است [۴۸].

### ۳-۴- شناسایی نواحی مختلف اثرگذار مغز

به‌منظور بررسی تأثیر نواحی چهارگانه اصلی مغزی شامل پیشانی، آهیانه‌ای، پس‌سری و گیج‌گاهی؛ کانال‌های سیگنال‌های مغزی به‌صورت شهودی به نواحی مذکور انتساب داده شدند. بدین ترتیب نتایج درصد صحت متوسط به تفکیک نواحی مختلف به کمک معیار پراکندگی و ماشین بردار پشتیبان با هسته گوسی در شکل ۶ گزارش شده است.



شکل ۶: نتایج درصد صحت متوسط به تفکیک نواحی مختلف مغزی

همان‌طور که از شکل ۶ مشخص است، غلبه خاصی در نیم‌کره‌های مغزی مشاهده نمی‌شود. فقط به‌نظر می‌رسد نواحی گیج‌گاهی و آهیانه‌ای بیشتر مرتبط با حالت توجه انتخابی دیداری باشند. در [۵۸] محقق‌ها به کمک سیگنال‌های MEG<sup>۱۳</sup> نشان دادند، مناطق پیشانی و گیج‌گاهی در حالت توجه انتخابی دیداری مؤثرتر هستند. همچنین در [۱۴] محقق‌ها به کمک تصاویر تشدید مغناطیسی عملکردی نشان دادند، مناطق مخچه و آهیانه‌ای در انتقال توجه دیداری دخیل هستند. همچنین به کمک ERPها و تصاویر گسیل پوزیترون نشان دادند، مناطق مخطط بیرونی، جانبی و شکمی در توجه انتخابی دخیل هستند. همچنین در تحقیقی دیگر پیشنهاد کردند، مناطق گیج‌گاهی و آهیانه‌ای در تغییر تمرکز دخیل هستند، در حالی که منطقه پیش‌مخطط در انتخاب بینایی دخیل است. همچنین شواهدی وجود دارد که پاسخ‌های موتور ارادی با بخش اجرایی پیشانی مغز شامل قشر حدقه‌ای پیشانی، پیش‌پیشانی میانی و کمربندی شامل بخش خلفی، مرکزی و قدامی ارتباط دارند. بنابراین نتایج این تحقیق با نتایج تحقیق‌های گذشته هم‌خوانی خوبی دارد.

### ۴-۴- مقایسه با نتایج دیگر تحقیق‌ها

تاکنون روش‌های مختلف و یا تحقیق‌های مرتبطی برای ارزیابی توجه دیداری از روی سیگنال ERP پیشنهاد شده است. مقایسه بین درصد صحت نتایج در پنج بار تکرار با نتایج دیگر تحقیق‌ها در جدول ۷ به نمایش گذاشته شده است.

مقدار برای میزان صحت گزارش می‌شود که متوسط آن‌ها به‌عنوان درصد صحت متوسط گزارش می‌شود. هر چقدر انحراف معیار به‌دست آمده از ۵ مرحله کمتر باشد، اعتبار نتیجه بیشتر است. درصد صحت متوسط به کمک مقدار  $p$  و ماشین بردار پشتیبان با هسته‌های چندجمله‌ای درجه ۴ و گوسی در جدول ۵ آورده شده است.

جدول ۵: درصد صحت متوسط به کمک مقدار  $p$  و ماشین بردار پشتیبان با

هسته‌های مختلف چندجمله‌ای و گوسی					
تابع هسته		شکلی- زمانی	ضرایب موجک	صحت کل	انحراف معیار
چندجمله‌ای	آموزش	۷۰/۲	۸۴/۹	۸۲/۷	۲/۲۴
	آزمون	۶۸/۹	۸۲/۳	۸۰/۴	۴/۳۶
گوسی	آموزش	۷۳/۹	۸۵/۲	۸۶/۷	۳/۱۴
	آزمون	۷۰/۲	۸۲/۱	۸۳/۶	۲/۵۴

همان‌طور که از نتایج جدول ۵ مشاهده می‌شود، نتایجی که از تابع هسته گوسی استفاده می‌کند توانسته است درصدهای صحت بهتری را نسبت به چندجمله‌ای درجه ۴ حاصل کند. درصد صحت متوسط به کمک معیار پراکندگی و ماشین بردار پشتیبان با هسته‌های چندجمله‌ای درجه ۴ و گوسی در جدول ۶ آورده شده است.

جدول ۶: درصد صحت متوسط به کمک معیار پراکندگی و ماشین بردار پشتیبان با هسته‌های مختلف چندجمله‌ای و گوسی

تابع هسته		شکلی- زمانی	ضرایب موجک	صحت کل	انحراف معیار
چندجمله‌ای	آموزش	۷۸/۲	۸۲/۶	۸۳/۲	۴/۱۸
	آزمون	۷۳/۳	۸۱/۵	۸۱/۷	۲/۶۱
گوسی	آموزش	۷۳/۶	۸۶/۷	۸۷/۹	۲/۳۱
	آزمون	۷۱/۵	۸۵/۴	۸۶/۷	۳/۱۱

همان‌طور که از نتایج جدول ۶ مشاهده می‌شود، نتایجی که از تابع هسته گوسی استفاده می‌کند توانسته است درصدهای صحت بهتری را نسبت به چندجمله‌ای درجه ۴ حاصل کند. همچنین از مقایسه نتایج جدول‌های ۵ و ۶ مشاهده می‌شود، معیار پراکندگی به‌همراه ماشین بردار پشتیبان با هسته گوسی بهترین نتایج را دارند. همچنین از نتایج مشاهده می‌شود، دامنه مؤلفه  $P_{3b}$  در اثر تکرار تحریک کاهش یافته است. این مسئله فرض می‌شود ناشی از اثر خوگیری باشد. اثر خوگیری می‌تواند به‌عنوان کاهشی در پاسخ به حضور تحریک‌های تکرار شده باشد. در روند خوگیری هر تحریک جدید با اثرهای توجه و حافظه ناشی از تحریک قبلی مقایسه می‌شوند، بنابراین سبب می‌شوند در هنگام قیاس تطابقی بین تحریک جدید و اثرهای توجه و حافظه ظاهر شود. اعتبار این مسئله که  $P_{3b}$  بازتابی از اختلاف بین تحریک‌های هدف

سیگنال‌های ERP ویژگی‌های شکلی-زمانی و ضرایب موجک استخراج شده است. این ویژگی‌ها ابتدا هنجارسازی شده و سپس توسط معیار پراکندگی و مقدار  $p$  ارزیابی شده‌اند. ویژگی‌های بهینه استخراجی شامل پنج ویژگی برتر شکلی-زمانی شامل ALAR، LAR، TAAR، PP و PPT و همچنین پنج ویژگی برتر موجک شامل  $W3$ ،  $W4$ ،  $W7$ ،  $W9$  و  $W12$  هستند. در نهایت ویژگی‌های بهینه به طبقه‌بندی کننده ماشین بردار پشتیبان با توابع هسته گوسی و چندجمله‌ای داده شده‌اند. نتایج نشان می‌دهد دو دسته هدف و غیر هدف با بیشترین درصد صحت متوسط  $7/86$  به کمک معیار پراکندگی و ماشین بردار پشتیبان با هسته گوسی از یکدیگر تفکیک شدند. همچنین نتایج نشان می‌دهند در اکثر شرکت‌کنندگان دامنه قله  $P3b$  روی تحریک هدف نسبت به تحریک غیر هدف بیشتر است و دامنه مؤلفه  $P3b$  در اثر تکرار تحریک کاهش می‌یابد. همان‌طور که از نتایج مشاهده می‌شود این تحقیق توانسته درصدهای صحت خوبی را نسبت به بقیه تحقیق‌ها با در نظر گرفتن نوع داده حاصل کند. البته در یک تحقیق دیگر نتایج خوبی حاصل شده است که می‌تواند به دلیل داده متفاوت آن باشد. برای مطالعه تأثیر نواحی چهارگانه مغزی شامل پیشانی، آهیانه‌ای، پس‌سری و گیج‌گاهی، کانال‌های سیگنال‌های مغزی به نواحی مذکور انتساب داده شدند. از نتایج مشاهده می‌شود، غلبه خاصی در نیم‌کره‌های راست و چپ مغز وجود ندارد. همچنین از نتایج مشاهده می‌شود، بیشترین درصد صحت مربوط به نواحی گیج‌گاهی و آهیانه‌ای است. بنابراین نتایج این تحقیق با تحقیق‌های کیفی و کمی انجام‌شده در گذشته از بسیاری جهت‌ها هم‌خوانی خوبی دارند و روش مورد استفاده از جمله روش‌های مفید در بازنمایی رفتار مغز در حالت‌های توجه انتخابی دیداری است.

### سپاس‌گزاری

نویسندگان مقاله از همکاری ارزشمند مکبج تشکر و قدردانی دارند. همچنین نویسندگان مقاله از نظرات ارزشمند داوران محترم کمال تشکر و قدردانی را دارند. همچنین این تحقیق با حمایت‌های مادی و معنوی ستاد توسعه علوم و فناوری‌های شناختی همراه شده است.

### مراجع

- [1] C.D. Wickens, and J.S. McCarley, *Applied Attention Theory*, CRC Press, Taylor & Francis Group, Boca Raton, 2008.
- [2] M. Kallenberg, P. Desain, and S. Gielen, "Auditory selective attention as a method for a brain computer interface," *Nijmegen CNS*, vol. 2, no. 1, pp. 1-16, 2006.
- [3] S.K. Loo, and S. Makeig, "Clinical utility of EEG in attention-deficit/hyperactivity disorder: a research update," *Neurotherapeutics*, vol. 9, no. 3, pp. 569-587, 2012.
- [4] T.A. Stroganova, G. Nygren, M.M. Tsetlin, I.N. Posikera, C. Gillberg, M. Elam, and *et al.*, "Abnormal EEG lateralization in boys with autism," *Clinical Neurophysiology*, vol. 118, no. 8, pp. 1842-1854, 2007.

جدول ۷: مقایسه بین درصد صحت نتایج با دیگر تحقیق‌ها

مرجع	نوع ویژگی	انتخاب ویژگی بهینه	طبقه‌بندی کننده	صحت (%)
[۷]	فرکانسی	مقدار $p$	$k$ نزدیک‌ترین همسایه	۸۱
[۱۱]	شکلی	مقدار $p$	تحلیل تفکیک خطی	۸۸-۹۴
[۸]	اختلاف دامنه اختلاف همبستگی	مقدار $p$ مقدار $t$	تحلیل تفکیک خطی	۷۴-۸۰
آزمایش ۱	شکلی-زمانی	مقدار $p$	چندجمله‌ای	۶۸/۹
			گوسی	۷۰/۲
		معیار پراکندگی	چندجمله‌ای	۷۳/۳
			گوسی	۷۱/۵
			مقدار $p$	چندجمله‌ای
ضرایب موجک	معیار پراکندگی و معیار پراکندگی	مقدار $p$	چندجمله‌ای	۷۵/۸
			گوسی	۸۲/۳
		معیار پراکندگی	چندجمله‌ای	۸۲/۱
			گوسی	۸۱/۵
			گوسی	۸۵/۴
آزمایش ۲	ضرایب موجک	مقدار $p$	چندجمله‌ای	۸۲/۴
			گوسی	۸۳/۳
		معیار پراکندگی و معیار پراکندگی	چندجمله‌ای	۸۰/۴
			گوسی	۸۳/۶
			مقدار $p$	چندجمله‌ای
آزمایش ۳	شکلی-زمانی و ضرایب موجک	معیار پراکندگی	گوسی	۸۶/۷
			چندجمله‌ای	۸۴/۷
		مقدار $p$ و معیار پراکندگی	گوسی	۸۶/۶

همان‌طور که از جدول ۷ مشاهده می‌شود این تحقیق توانسته نتایج خوبی را نسبت به بقیه تحقیق‌ها [۷، ۸] با در نظر گرفتن نوع داده حاصل کند. البته در تحقیق [۱۱] نتایج خوبی حاصل شده است که به دلیل داده متفاوت آن نیازمند مطالعه بیشتری است. بنابراین در مجموع به نظر می‌رسد روش مورد استفاده از جمله روش‌های مفید در بازنمایی رفتار مغز در حالت توجه انتخابی دیداری است.

### ۵- بحث و نتیجه‌گیری

این تحقیق، به منظور شناسایی نحوه عملکرد فعالیت مغز در حالت توجه انتخابی دیداری به کمک ERPها انجام شده است. به منظور استخراج مؤلفه‌های ERP بازه‌های شامل ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل و ۱ ثانیه بعد از اعمال تحریک از سیگنال EEG جدا می‌شود. قسمت‌های جداسازی شده که نسبت به لحظه وقوع تحریک قفل شده‌اند زیر هم قرار گرفته و متوسط آن‌ها به عنوان ERP محاسبه شده است. برای تحلیل بهتر ابتدا باید بازه بهینه برای تحلیل انتخاب شود. از نتایج مشاهده می‌شود، بازه زمانی ۱۰۰ تا ۴۰۰ میلی‌ثانیه بهترین بازه برای تفکیک دو دسته هدف و غیر هدف به کمک روش تحلیل تفکیکی قدم‌به‌قدم در حالت توجه انتخابی دیداری است. به منظور طراحی ویژگی از

- [22] P. Laguna, R. Jané, O. Meste, P.W. Poon, P. Caminal, H. Rix, and *et al.*, "Adaptive filter for event-related bioelectric signals using an impulse correlated reference input: comparison with signal averaging techniques," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 39, no. 10, pp. 1032-1044, 1992.
- [23] S. Cerutti, G. Chiarenza, D. Liberati, P. Mascellani, and G. Pavesi, "A parametric method of identification of single-trial event-related potentials in the brain," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 35, no. 9, pp. 701 – 711, 1988.
- [24] D.H. Lange, and G.F. Inbar, "Principal component identification of variable single-trial evoked brain potentials," *Nineteenth Convention of Electrical and Electronics Engineers*, pp. 403-405, 1996.
- [25] D. Iyer, N.N. Boutros, and G. Zouridakis, "Independent component analysis of multichannel auditory evoked potentials," *Proceedings of the Second Joint 24<sup>th</sup> Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology*, the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society EMBS/BMES, vol. 1, Texas, USA, pp. 204 – 205, Oct 2002.
- [26] E.O. Altenmuller, and C. Gerloff, *Psychophysiology and the EEG*, E. NiederMeyer and F. Lopes Da Silva (Eds.), *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, 4<sup>th</sup> Edition, Baltimore, Maryland: Lippincott Williams and Wilkins, Chapter 32, pp. 637-655, 2000.
- [27] Y. Sato, H. Yabe, T. Hiruma, T. Sutoh, N. Shinozaki, T. Nashida, and *et al.*, "Early contingent negative variation (CNV) shows a small symmetrical negativity in a somatosensory paradigm," *Clinical Electroencephalography*, vol. 33, no. 2, pp. 77-81, 2002.
- [۲۸] و. ابوطالبی، تجزیه و تحلیل مؤلفه‌های شناختی سیگنال الکتریکی مغز و کاربرد آن در دروغ‌سنجی، رساله دکتری مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، خرداد ۱۳۸۵.
- [29] J. Polich, "Updating P300: an integrative theory of P3a and P3b," *Clinical Neurophysiology*, vol. 118, no. 10, pp. 2128-2148, 2007.
- [30] J. Polich, *P300 in Clinical Applications*. In *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, E. NiederMeyer and F. Lopes Da Silva, (Eds.), 4<sup>th</sup> Edition, Baltimore, Maryland, Lippincott Williams and Wilkins, Chapter 58, pp. 1073-1091, 2000.
- [31] E. Niedermeyer, and F.L.D. Silva, *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Application and Related Fields*, 2<sup>nd</sup> Edition, Urban & Schwarzenberg, Munich Germany, 1987.
- [32] E. Niedermeyer, and F.L.D. Silva, *Electroencephalography*, Baltimore MD: Williams and Wilkins, 2<sup>nd</sup> Edition, 2000.
- [33] S. Makeig, M. Westerfield, J. Townsend, T.P. Jung, E. Courchesne, and T.J. Sejnowski, "Functionally independent components of the early event-related potential in a visual spatial attention task," *Philosophical Transactions of the Royal Society: Biological Sciences*, vol. 354, no. 1387, pp. 1135-1144, 1999.
- [34] A. Delorme, and S. Makeig, "EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis," *Neuroscience Methods*, vol. 134, no. 1, pp. 9-21, <http://www.sccn.ucsd.edu/eeglab/>, 2004.
- [5] S. Othmer, and M. Steinberg, *Clinical Addiction Psychiatry: EEG Neurofeedback Therapy*, Chapter 19, D. Brizer and R. Castaneda (Eds.), pp. 169-187, 2010.
- [6] C.T. Lin, Y.C. Chen, R.C. Wu, S.F. Liangt, and T.Y. Huang, "Assessment of driver's driving performance and alertness using EEG-based fuzzy neural networks," *IEEE International Symposium on Circuits and Systems*, vol. 1, pp. 152-155, May 2005.
- [7] F. Ghassemi, M.H. Moradi, M. Tehrani-Doost, and V. Abootalebi, "Classification of ADHD / normal participants using frequency features of ERP's independent components," *Proceedings of the 17<sup>th</sup> Iranian Conference of Biomedical Engineering*, pp. 1-4, Isfahan, Nov 2010.
- [8] V. Abootalebi, M.H. Moradi, and M.A. Khalilzadeh, "A comparison of methods for ERP assessment in a P300-based GKT," *Psychophysiology*, vol. 62, no. 2, pp. 309–320, 2006.
- [۹] س.ع. حسینی، کمی‌سازی سیگنال‌های مغزی به‌منظور ارزیابی سطح استرس روانی، پایان‌نامه کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، آبان ۱۳۸۸.
- [10] W. James, *Principles of Psychology*, New York, Holt, 1890.
- [11] F. Ghassemi, M.H. Moradi, M. Tehrani-Doost, and V. Abootalebi, "Combination of independent component analysis and feature extraction of ERP for level classification of sustained attention," *Proceedings of the 4<sup>th</sup> International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, Antalya, Turkey, Apr - May, 2009.
- [12] E.A. Styles, *The Psychology of Attention*, Taylor & Francis e-Library, 2005.
- [13] M.M. Sohlberg, and C.A. Mateer, *Introduction to Cognitive Rehabilitation: Theory and Practice*, New York, Guilford Press, 1989.
- [14] A. Ward, *Attention a Neuropsychological Perspective*, Psychology Press, New York, 2004.
- [15] J. Onton, and S. Makeig, "Information-based modeling of event-related brain dynamics," *Progress in Brain Research*, vol. 159, pp. 99-120, 2006.
- [16] H. Sohn, I. Kim, W. Lee, B.S. Peterson, H. Hong, J.H. Chae, and *et al.*, "Linear and non-linear EEG analysis of adolescents with attention-deficit/hyperactivity disorder during a cognitive task," *Clinical Neurophysiology*, vol. 121, no. 11, pp. 1863-1870, 2010.
- [17] M. Golaa, M. Magnuski, I. Szumska, and A. Wróbel, "EEG beta band activity is related to attention and attentional deficits in the visual performance of elderly subjects," *Psychophysiology*, vol. 89, no. 3, pp. 334-341, 2013.
- [18] T. Shi, X. Li, J. Song, N. Zhao, C. Sun, W. Xia, and *et al.*, "EEG characteristics and visual cognitive function of children with attention deficit hyperactivity disorder (ADHD)," *Brain & Development*, vol. 34, no. 10, pp. 806-811, 2012.
- [19] S.J. Luck, *Neurophysiology of Selective Attention*, In H. Pashler (Ed.), *Attention*, East Sussex: Psychology Press, pp. 257-295, 1998.
- [20] P. Jaskowski, and R. Verleger, "An evaluation of methods for single-trial estimation of P3 latency," *Psychophysiology*, vol. 37, no. 12, pp. 153–162, 2000.
- [21] J.S. Paul, A.R. Luft, D.F. Hanley, and N.V. Thakor, "Coherence-weighted wiener filtering of somatosensory evoked potentials," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 48, no. 12, pp. 1484-1488, 2001.

- [46] M.I. Posner, and Y. Cohen, *Components of visual orienting*, H. Bouma and D. G. Bouwhuis (Eds.), Attention and performance X: Control of language processes, Hillsdale, NJ: Erlbanm, pp. 531-556, 1984.
- [47] M.I. Posner, "Orienting of attention," *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, vol. 32, no. 1, pp. 3-25, 1980.
- [۴۸] م. عبدالصالحی، ارتباط مغز-کامپیوتر با استفاده از پتانسیل‌های وابسته به رویداد شنوایی تک ثبت، پایان‌نامه کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، تابستان ۱۳۸۵.
- [49] I. Kalatzis, N. Piliouras, E. Ventouras, C.C. Papageorgiou, A.D. Rabavilas, and D. Cavouras, "Design and implementation of an SVM-based computer classification system for discriminating depressive patients from healthy controls using the P600 component of ERP signals," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 75, no. 1, pp. 11-22, 2004.
- [50] I. Kalatzis, N. Piliouras, E. Ventouras, C.C. Papageorgiou, I.A. Liappas, C.C. Nikolaou, and *et al.*, "Design and implementation of a multi-PNN structure for discriminating one-month abstinent heroin addicts from healthy controls using the P600 component of ERP signals," *Pattern Recognition Letters*, vol. 26, no. 11, pp. 1691-1700, 2005.
- [51] E. Basar, C. Basar-Eroglu, S. Karakas and M. Schürmann "Are cognitive processes manifested in event-related gamma, alpha, theta and delta oscillations in the EEG?," *Neuroscience Letters*, vol. 259, no. 3, pp. 165-168, 1999.
- [52] E. Basar, C. Basar-Eroglu, S. Karakas, and M. Schurmann, "Gamma, alpha, delta, and theta oscillations govern cognitive processes," *Psychophysiology*, vol. 39, no. 2-3, pp. 241-248, 2001.
- [53] M. Misiti, Y. Misiti, G. Oppenheim, and J.M. Poggi, *Wavelet toolbox user's guide for Matlab*, MathWorks, 2012.
- [54] S. Theodoridis, and K. Koutroumbas, *Pattern Recognition*, 4<sup>th</sup> Edition, Academic Press, 2009.
- [55] J. Fukunaga, *Statistical Pattern Recognition*, 2<sup>nd</sup> Edition, New York, Academic Press, 1990.
- [56] D.L. Davies, and D.W. Bouldin, "A cluster separation measure," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 1, pp. 224-227, 1979.
- [57] C. Cortes, and V. Vapnik, "Support-Vector Networks," *Machine Learning*, vol. 20, pp. 273-297, 1995.
- [۵۸] س.ع. حسینی، م.ب. نقیبی سیستمی و م.ر. اکبرزاده توتونچی، «ارتباط مغز - رایانه دو بعدی مبتنی بر توجه انتخابی دیداری به کمک سیگنال‌های MEG»، *مجله مهندسی برق دانشگاه تبریز*، جلد ۴۵، شماره ۲، ۶۵-۷۴، تابستان ۱۳۹۴.
- [35] E. Molteni, A. Bianchi, M. Butti, G. Reni, and C. Zucca "Analysis of the dynamical behaviour of the EEG rhythms during a test of sustained attention," *Proceedings of the 29<sup>th</sup> IEEE EMBS Annual International Conference*, Lyon, France, pp. 1298 - 1301, Aug 2007.
- [36] M. Butti, A. Pastori, A. Merzagora, C. Zucca, A. Bianchi, G. Reni, and *et al.*, "Multimodal analysis of a sustained attention protocol: continuous performance test assessed with near infrared spectroscopy and EEG," *Proceedings of the 28<sup>th</sup> IEEE EMBS Annual International Conference*, New York, USA, pp. 1040 - 1043, Aug - Sep 2006.
- [37] A. Uusberg, H. Uibo, K. Kreegipuu, and J. Allik, "EEG alpha and cortical inhibition in affective attention," *Psychophysiology*, vol. 89, no. 1, pp. 26-36, 2013.
- [38] R. Whelan, R. Lonergan, H. Kiiski, H. Nolan, K. Kinsella, M. Hutchinson, and *et al.*, "Impaired information processing speed and attention allocation in multiple sclerosis patients versus controls: A high-density EEG study," *Neurological Sciences*, vol. 293, no. 1-2, pp. 45-50, 2010.
- [39] J. Ruijter, M.M. Lorist, J. Snel, and M.B. De Ruyter, "The influence of caffeine on sustained attention: an ERP study," *Pharmacology, Biochemistry, and Behavior*, vol. 66, no. 1, pp. 29-37, 2000.
- [40] J.F. Stins, M.S. Tollenaar, D.I.E. Slaats-Willemse, J.K. Buitelaar, H. Swaab-Barneveld, F.C. Verhulst, and *et al.*, "Sustained attention and executive functioning performance in attention-deficit/hyperactivity disorder," *Child Neuropsychology*, vol. 11, no. 3, pp. 285-294, 2005.
- [41] D.F. Hermens, E.X. Soei, S.D. Clarke, M.R. Kohn, E. Gordon, and L.M. Williams, "Resting EEG theta activity predicts cognitive performance in attention-deficit hyperactivity disorder," *Pediatric Neurology*, vol. 32, no. 4, pp. 248-256, 2005.
- [42] J. Townsend, N.S. Harris, and E. Courchesne, "Visual attention abnormalities in autism: delayed orienting to location," *Neuropsychological Society*, vol. 2, no. 6, pp. 541-550, 1996.
- [43] J. Townsend, M. Westerfield, E. Leaver, S. Makeig, T.P. Jung, K. Pierce, and *et al.*, "Event-related brain response abnormalities in autism: evidence for impaired cerebello-frontal spatial attention networks," *Cognitive Brain Research*, vol. 11, no. 1, pp. 127-145, 2001.
- [44] A. Delorme, M. Westerfield, and S. Makeig, "Medial prefrontal theta bursts precede rapid motor responses during visual selective attention," *Neuroscience*, vol. 27, no. 44, pp. 11949 - 11959, 2007.
- [45] S. Makeig, and J. Onton, *ERP Features and EEG Dynamics: an ICA Perspective*, *Oxford Handbook of Event-Related Potential Components*, S. Luck and E. Kappenman (Eds.), 2011.

## زیر نویس‌ها

<sup>8</sup> ElectroOculoGraph<sup>9</sup> ElectroCardioGraph<sup>10</sup> Bottom Press<sup>11</sup> Inter-Stimulus Intervals<sup>12</sup> Adaptive Neuro Fuzzy Inference System<sup>13</sup> Magnetoencephalograph<sup>1</sup> Attention Deficit Hyperactivity Disorder<sup>2</sup> Brain Computer Interface<sup>3</sup> ElectroEncephaloGram<sup>4</sup> Continuous Performance Test<sup>5</sup> Event Related Potential<sup>6</sup> Independent Component Analysis<sup>7</sup> Support Vector Machine