


## Classification of auditory event-related potentials in a time discrimination task based on the oddball paradigm

Hoda Jalalkamali<sup>1\*</sup> , Amirhossein Tajik<sup>2</sup>, Hossein Nezamabadi-Pour<sup>3</sup>

1. Assistant Professor in Cognitive Neuroscience, Computer Engineering Group, Higher Educational Complex of Zarand, Zarand, Iran

2. Graduate Student, Electronic Engineering, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran

3. Professor in Electrical Engineering, Electrical Engineering Department, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran

### Abstract

Received: 5 Sep. 2020 Revised: 25 Nov. 2020 Accepted: 10 Dec. 2020

**Introduction:** Despite more than a century of research on how the brain perceives time, research on EEG pattern recognition related to time perception has been rare. A deficit in time perception has been demonstrated in many mental and neurological disorders such as Parkinson's, ADHD, depression, autism, and schizophrenia. Classification of event-related potentials in time discrimination tasks could be used as a screening tool for such diseases. This study aims to recognize whether the duration is judged as short or long by a person based on his electroencephalography (EEG) signal.


**Methods:** For this purpose, the oddball paradigm was used. 24 male and female students of Tabriz University took part in the experiment. From which 18 were selected after artifact rejection. Written informed consent was obtained from all the participants. EEG of the participants was recorded simultaneously with the task presentations. In an oddball auditory task, after two or four presentation of a pure tone of frequency 1000Hz, each one lasting for 500ms (standard stimuli) at a constant interstimulus interval of 300ms, a tone of a different frequency (500hz, 700hz, 1300hz, or 1500hz) and with the duration of 400ms or 600ms was presented (oddball stimulus). Participants were asked to compare the duration of the short (400ms) or long (600ms) oddball stimulus to the duration of its preceding standard stimuli (500ms). After the required preprocessing steps, averaging was performed to obtain the ERP segments at each of the experimental conditions. The Cz electrode was selected to reduce further analysis among the 64 channels used for recording since most of the factors were significant at Cz, and the highest amplitude of ERP components was seen over there. The labeled target samples (ERP segments related to either 400ms or 600ms oddball stimuli) and labeled non-target samples (ERP segments related to the standard stimuli) were fed to the classifiers as the training set. After training the classifiers with a subset of this dataset, the test was executed on the reminder.

**Results:** Behavioral results revealed that in the four repetition conditions, participants significantly perceived the oddball stimulus as more extended than in the two repetition condition, which implies that repetition causes time overestimation. Electroencephalography results indicated that the repetition suppression effect was evident throughout the ERP waveform. Repeating a standard stimulus causes reduction in the amplitude of ERP components elicited by it. Whereas, presentation of a novel stimulus –oddball- leads to an increase in the corresponding ERP components amplitude. Finally, classification results showed that SVM (RBF) classifier could recognize the target samples (400ms intervals) from non-target samples (500ms and 600ms intervals) with the highest accuracy of 94.25% among decision tree and multilayer perceptron (MLP) classifiers. Also, SVM (RBF) yielded the highest accuracy of 93.98% when classifying 600ms related samples (target) versus 500ms and 600ms related samples (non-target). Finally, it achieved the best accuracy of 87.95% when classifying the test samples into multiclass of 400ms, 600ms, and 500ms classes separately.

**Conclusion:** The study results demonstrate that machine learning could accurately detect patterns related to short and long perceived intervals based on the peoples' electroencephalography (EEG) signal.

**Keywords:** Time perception, Classification, Event-related potential (ERP), Auditory oddball task

\***Corresponding author:** Hoda Jalalkamali, Assistant Professor in Cognitive Neuroscience, Computer Engineering Group, Higher Educational Complex of Zarand, Zarand, Iran  
**Email:** Hodajalalkamali@uk.ac.ir

 doi.org/10.30514/icss.23.1.73



## طبقه‌بندی پتانسیل‌های وابسته به رویداد شنیداری در یک تکلیف افتراق زمانی مبتنی بر پارادایم ادبال

هدی جلال کمالی<sup>۱\*</sup> ID، امیر حسین تاجیک<sup>۲</sup>، حسین نظام‌آبادی پور<sup>۳</sup>

۱. استادیار علوم اعصاب شناختی، گروه مهندسی کامپیوتر، مجتمع آموزش عالی زرنند، زرنند، ایران
۲. دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی الکترونیک، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران
۳. استاد مهندسی برق، بخش مهندسی برق، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران

## چکیده

**مقدمه:** با وجود بیش از یک سده مطالعات در زمینه چگونگی ادراک زمان توسط مغز انسان، پژوهش در مورد تشخیص الگوهای مربوط به ادراک زمان در سیگنال الکتروانسفالوگرافی افراد نادر بوده است. هدف از این مطالعه تشخیص کوتاه یا بلند بودن بازه مورد قضاوت توسط یک فرد، بر اساس سیگنال الکتروانسفالوگرافی وی بود.

**روش کار:** در یک تکلیف ادبال شنیداری، از آزمودنی‌ها خواسته شد که مدت زمانی محرک ادبال کوتاه (۴۰۰ms) یا بلند (۶۰۰ms) را با مدت ارائه محرک‌های استاندارد (۵۰۰ms) پیش از آن مقایسه کنند. همزمان با ارائه تکلیف، الکتروانسفالوگرافی افراد ثبت می‌شد. سپس نمونه‌های هدف (پتانسیل‌های مغزی برانگیخته شده توسط محرک ادبال ۴۰۰ms یا ۶۰۰ms) و نمونه‌های غیر هدف (پتانسیل‌های مغزی برانگیخته شده توسط محرک استاندارد) به الگوریتم‌های طبقه‌بندی داده شد.

**یافته‌ها:** طبقه‌بند SVM با کرنل RBF توانست با بالاترین صحت طبقه‌بندی ۹۴/۲۵ درصد از میان طبقه‌بندی‌های درخت تصمیم‌گیری و شبکه عصبی پرسپترون چند لایه (MLP)، نمونه‌های مورد آزمایش هدف (بازه ۴۰۰ms) را از نمونه‌های غیر هدف (بازه‌های ۵۰۰ms و ۶۰۰ms) تشخیص دهد. همچنین، این الگوریتم با صحت ۹۳/۹۸ درصد نمونه‌های هدف ۶۰۰ms را از نمونه‌های غیر هدف (بازه‌های ۴۰۰ms و ۵۰۰ms) تشخیص داد و در نهایت با صحت ۸۷/۹۵ درصد توانست نمونه‌های مربوط به بازه‌های ۴۰۰ms را از ۶۰۰ms و ۵۰۰ms تشخیص دهد.

**نتیجه‌گیری:** یافته‌های این مطالعه نشان می‌دهد که یادگیری ماشین می‌تواند الگوهای مربوط به ادراک بازه کوتاه و بلند را بر اساس سیگنال الکتروانسفالوگرافی افراد، با دقت بالایی تشخیص دهد.

دریافت: ۱۳۹۹/۰۶/۱۵

اصلاح نهایی: ۱۳۹۹/۰۹/۰۵

پذیرش: ۱۳۹۹/۰۹/۲۰

## واژه‌های کلیدی

ادراک زمان

طبقه‌بندی

پتانسیل وابسته به رویداد

تکلیف ادبال شنیداری

## نویسنده مسئول

هدی جلال کمالی، استادیار علوم اعصاب شناختی، گروه مهندسی کامپیوتر، مجتمع آموزش عالی زرنند، زرنند، ایران

ایمیل: Hodajalalkamali@uk.ac.ir



doi.org/10.30514/icss.23.1.73

Citation: Jalalkamali H, Tajik AH, Nezamabadi-Pour H. Classification of auditory event-related potentials in a time discrimination task based on the oddball paradigm. *Advances in Cognitive Sciences*. 2021;23(1):73-84.

## مقدمه

دخیل باشند، اگرچه چندین مکانیزم عصبی مشترک هم در آنها وجود دارد (۳). در طیف یک ثانیه فرایندهای مربوط به توجه (شناختی) کمتر دخیل بوده و معمولاً زمان به صورت خودکار دریافت می‌شود (۴). هنگام تخمین گذر بازه‌های زیر یک ثانیه یا انجام تکالیف زمان‌بندی حرکتی زیر ثانیه، فعالیت عصبی مخچه و شکنج گیجگاهی فوقانی

زمان یک حس ذهنی است که توسط حالات هیجانی متعددی تحریف می‌شود یعنی کوتاه‌تر یا طولانی‌تر به نظر می‌رسد. در نتیجه معمولاً زمان ذهنی از زمان واقعی که ابتدا در مغز ثبت شده است، متفاوت است (۱، ۲). معمولاً این گونه پنداشته می‌شود که مدارات عصبی متفاوتی در پردازش بازه‌های زمانی زیر یک ثانیه و بالاتر از یک ثانیه

Contingent Negative Variation (CNV) بوده است. CNV یک موج منفی کند در نواحی پیشانی و مرکزی است که هنگامی که افراد مشغول بازتولید یا قضاوت در مورد یک بازه زمانی نسبت به یک بازه زمانی دیگر هستند، ایجاد می‌شود. مطالعات پیشین نشان داده‌اند که دامنه CNV متناسب با بازه زمانی مورد قضاوت است (۱۵-۱۱). اما، پژوهش‌های انجام شده در زمینه به کارگیری یادگیری ماشینی برای تشخیص زمان ادراک شده بر مبنای مولفه‌های ERP افراد نادر بوده است. تا جایی که نویسندگان بررسی کرده‌اند، تنها در مقاله (۱۶) با استفاده از روش تشخیص الگوی چندمتغیره (Multivariate Pattern Recognition Technique) این فرضیه مطرح شده است که دامنه مولفه P3 می‌تواند برای پیش‌گویی بیش تخمینی دیرش یک محرک ادبال به کار رود.

نقص در ادراک زمان در بسیاری اختلالات عصبی و روانی مانند پارکینسون (۱۷، ۱۸)، اسکیزوفرنی (۱۹، ۲۰)، ADHD (۲۱، ۲۲)، افسردگی (۲۳) و اوتیسم (۲۴، ۲۵) مشاهده می‌شود. اختلالات خاصی مثل دیس‌لکسی و آفازی اختلال در زمان‌بندی هستند تا اختلال در زبان (۲۶، ۲۷). از این رو، بررسی چگونگی ادراک زمان در سطح الکتروفیزیولوژی و درک عمیق مکانیسم‌های آن می‌تواند در پژوهش‌های بعدی در مورد این بیماری‌ها به کار برده شود، به ویژه روش‌های طبقه‌بندی مبتنی بر پتانسیل‌های وابسته به رویداد در تکلیف ادراک زمان می‌تواند به عنوان یک ابزار غربال‌گر در این دسته از بیماری‌ها استفاده گردد. این موضوع ضرورت انجام این پژوهش و اهمیت کاربردی آن را نیز آشکار می‌سازد.

در این تحقیق از یک تکلیف افتراق زمانی مبتنی بر پارادایم ادبال شنیداری استفاده می‌شود. افراد ملزم هستند مدت زمان یک صوت متفاوت (ادبال) از نظر مدت ارائه و فرکانس را با صوت‌های تکراری پیش از آن که از نظر مدت ارائه و فرکانس با هم برابر هستند (محرک‌های استاندارد)، مقایسه کرده و پاسخ دهند که آیا صوت هدف-ادبال-کوتاه‌تر یا طولانی‌تر از اصوات قبلی است. برای این منظور از روش ERP استفاده می‌گردد. اثرات مدت ارائه محرک ادبال و همچنین تکرار محرک‌های استاندارد بر مولفه‌های ERP (پتانسیل‌های مغزی برانگیخته شده توسط محرک‌ها) مورد تحلیل قرار می‌گیرد. سپس، بررسی می‌شود که آیا امواج ERP اشخاص در حالات گوناگون آزمایش (اصوات با بازه‌های کوتاه یا بلند) به اندازه کافی از یکدیگر متمایز هستند. به عبارت دیگر، آیا می‌توان از روی ERP یک فرد به این موضوع پی برد که آیا او یک بازه زمانی را کوتاه یا بلند ادراک کرده است. برای نیل به این هدف، از روش‌های طبقه‌بندی هوش مصنوعی استفاده می‌شود. کارایی این الگوریتم‌ها با استفاده از معیار صحت گزارش شده و نتایج مقایسه می‌گردند. نتایج این تحقیق می‌تواند در کاربردهای

(Superior Temporal Gyrus) ضروری است (۲، ۵). در مقابل، قشر پیش‌پیشانی (Prefrontal)، درگیر پردازش بازه‌های بیش از یک ثانیه است و نیز هنگامی که زمان به همراه دیگر کارکردهای شناختی پردازش می‌شود (۵). ادراک زمان در طیف میلی‌ثانیه تا چند ثانیه برای انجام بسیاری از تکالیف حسی و ادراکی مهم شامل ادراک گفتار، هماهنگی حرکتی و تعاملات بین مدالیته‌های مختلف ضروری است. برای این که مغز با محیط همگام باشد، تفاوت‌های فیزیکی در سرعت نور، صدا و همچنین مدالیته‌های دیگر مثل بویایی باید پردازش و هماهنگ گردند (۲).

ادراک زمان به صورت گسترده تحت تاثیر ویژگی‌های غیر زمانی از جمله خصوصیات سطح پایین محرک و زمینه هیجانی محرک است. یک اثر زمینه‌ای مهم در ادراک زمان، تکرار است. طریقی که محرک بازنمایی، پردازش و ارزیابی می‌شود، به این بستگی دارد که آیا در گذشته با آن مواجهه رخ داده است یا خیر. هنگام رخ دادن وقایع تکراری، زمان دچار تحریف می‌شود. برای مثال وقتی که محرکی چندین بار تکرار می‌شود، اولین ارائه آن طولانی‌تر به نظر می‌رسد، اما ارائه‌های بعدی کوتاه‌تر ادراک می‌شوند. به همین صورت، هنگامی که محرکی متفاوت-ادبال (Oddball) در میان دنباله‌ای از محرک‌های تکراری ارائه می‌شود، دیرش زمانی آن طولانی‌تر به نظر می‌رسد (۶). مطالعات متعددی نشان داده‌اند که با تکرار و افزایش احتمال رخداد محرک، فعالیت عصبی در طول مسیر حسی کاهش می‌یابد؛ پدیده‌ای که به نام "سرکوب تکرار (Repetition suppression)" شناخته می‌شود (۷). Pariyadath و Eagleman نخستین افرادی بودند که ادعا کردند، تحریف زمان در اثر تکرار که اثر ادبال زمانی (Temporal oddball effect) خوانده می‌شود، بازتابنده اثر عصبی سرکوب تکرار است (۸).

فهم پردازش‌های مغزی نیاز به روش‌هایی با دقت زمانی و مکانی بالا دارد. روش پتانسیل وابسته به رویداد ((Event-Related Potential (ERP)) ابزاری برای بررسی پردازش‌های حسی، حرکتی و شناختی به صورت غیرتهاجمی و با دقت هزارم‌ثانیه است. در این روش، ثبت سیگنال الکتروانسفالوگرافی ((Electroencephalography (EEG)) همزمان با ارائه محرک صورت می‌گیرد. پس از ثبت این سیگنال‌ها از سطح جمجمه و بعد از فیلترینگ و میانگین‌گیری، پتانسیل‌های وابسته به رویداد حاصل می‌شوند (۹).

با وجود بیش از یک سده تحقیقات در مورد ادراک زمان، هنوز توافق کلی بر سر مدل‌های مولد و نظریه‌های تبیین‌کننده آن وجود ندارد. یک مسیر تحقیقاتی جدید در این حوزه، استفاده از EEG برای بررسی ارتباط بین پاسخ‌های ERP و زمان ادراک شده است (۱۰). پژوهش‌ها با استفاده از روش ERP در این حوزه بیشتر متمرکز بر مولفه ((CNV)

ارائه محرک ادبال به خود می‌گیرد (۲ حالت) و ۴ فرکانس مختلف محرک ادبال، جمعا ۱۶ (۲\*۲\*۴) نوع آزمایش وجود داشت. هر آزمایش ۲۶ بار تکرار می‌شد. فاصله بین محرک‌ها (Inter-Stimulus-Interval) در تمام طول آزمایش ۳۰۰ms در نظر گرفته شد. از آزمودنی‌ها خواسته شد مدت زمان ارائه محرک ادبال را با مدت زمان ارائه محرک استاندارد مقایسه کنند. پس از هر آزمایش آنها به مدت ۱۸۰۰ms فرصت داشتند تا پاسخ دهند. طراحی تکلیف با استفاده از نرم افزار eevokedTM (محصول شرکت ANT Neuro هلند) انجام گردید.

**ثبت ERP:** الکتروانسفالوگرافی افراد به صورت پیوسته و همزمان با ارائه تکلیف، با استفاده از یک کلاه waveguard<sup>TM</sup> (محصول شرکت ANT Neuro هلند) ۶۴ کاناله مطابق با سیستم بین‌المللی ۱۰/۲۰ که متصل به آمپلی‌فایر DC ۶۴ کاناله با ولتاژ ورودی بالا (asa<sup>TM</sup>) محصول شرکت ANT Neuro هلند) بود ثبت می‌شد. محرک‌ها توسط نرم‌افزار eevoked<sup>TM</sup> ارائه شده که کدهای همگام‌سازی (Synchronizing) را برای علامت‌گذاری ابتدای محرک‌ها به آمپلی‌فایر ثبت EEG می‌فرستاد. الکتروود زمین AFz انتخاب شد. سیگنال‌های EEG نسبت به یک مرجع متوسط ماستوئیدها (Average Mastoid) ثبت می‌شدند. نرخ نمونه برداری ۲۵۰hz انتخاب گردید و امپدانس بین الکتروودها و پوست سر آزمودنی‌ها زیر ۱۰hz نگه‌داشته شد.

**استخراج داده‌ها:** سیگنال‌های EEG به صورت برون خط توسط نرم‌افزار asalab<sup>TM</sup> (محصول شرکت ANT Neuro هلند) تحلیل شدند. فیلتر میان‌گذر بین ۰/۱۶hz تا ۳۰hz انتخاب گردید. نواحی EEG از ۱۰۰ms پیش از شروع محرک تا ۹۰۰ms پس از آن برای میانگین‌گیری برگزیده شدند. پلک زدن و حرکات چشم با استفاده از الگوریتم (Principal Component Analysis) اصلاح گردید. سایر آرتیفکت‌ها به صورت دستی حذف شدند. افرادی که پس از حذف آرتیفکت‌ها از هر نوع آزمایش کمتر از ۲۰ کوشش در ثبت خود داشتند، از تحلیل‌های بعدی کنار گذاشته شدند. پس از طی مراحل فوق، اندازه‌گیری متوسط بزرگ (Grand Average) برای ۱۸ آزمودنی باقیمانده (۱۲ دختر و ۶ پسر با میانگین سنی ۲۰/۲۲ سال و انحراف معیار ۰/۹۱ سال) انجام گرفت. برای تک تک آزمودنی‌ها میانگین دامنه موج ERP در بازه [۹۰۰ms و -۱۰۰ms] نسبت به شروع محرک به تفکیک هر یک از ۱۶ حالت مورد مطالعه محاسبه شد. در نهایت، داده‌ها به منظور اجرای الگوریتم‌های طبقه‌بندی، بین عدد ۰ تا ۱ نرمالیزه شدند.

واسط مغز-رایانه (Brain-Computer Interface (BCI)) به هدف شناسایی مدت زمانی ادراک شده توسط یک فرد بر اساس ERP وی به کار گرفته شود.

## روش کار

**آزمودنی‌ها:** در این مطالعه شبه‌آزمایشی، بر اساس مطالعات مشابه، تعداد ۲۴ نفر از دانشجویان دختر و پسر (۱۳ دختر و ۱۱ پسر) مقطع کارشناسی دانشگاه تبریز با طیف سنی بین ۱۹ تا ۲۴ سال (با میانگین ۲۰/۵۹ و انحراف معیار ۱/۳ سال) که به طور داوطلبانه تمایل به همکاری داشتند، به صورت غیرتصادفی و نمونه‌های در دسترس انتخاب گردیدند. از کلیه آزمودنی‌ها برای شرکت در آزمایش رضایت‌نامه دریافت شد. ملاک‌های ورود شامل این موارد بود: افراد شرکت‌کننده مشکل شنوایی نداشته باشند. راست دست باشند و قبلا در آزمایش مشابه شرکت نکرده باشند. به علاوه، خستگی یا خواب‌آلودگی آزمودنی در حین ثبت و وجود نویزهای اضافه نظیر تعریق موجب خروج فرد از آزمون می‌شد. از این تعداد ۱۸ نفر (۱۲ دختر و ۶ پسر با میانگین سنی ۲۰/۲۲ سال و انحراف معیار ۰/۹۱ سال) پس از حذف آرتیفکت‌ها برای تحلیل‌های بعدی برگزیده شدند.

**روش اجرا:** آزمایش در اتاقی با نور و صدای کم انجام شد. افراد در فاصله ۷۰cm از نمایشگر LCD ۱۷ اینچی قرار گرفته و اصوات از دو بلندگو که در دو طرف صفحه نمایش رایانه جای داشتند، پخش می‌شد. از آزمودنی‌ها خواسته شد در طول آزمایش به صورت کاملا بی‌حرکت بر روی صندلی مناسب قرار گرفته و به یک علامت \* که در وسط نمایشگر واقع بود نگاه کنند. هر ۵ دقیقه یکبار، برای رفع خستگی به آنها اجازه استراحت و حرکت دادن سر و بدن داده می‌شد. در حین اجرای تکلیف ادراک زمان، به صورت همزمان EEG آزمودنی‌ها ثبت می‌گردید. آزمایش در صبح (بین ساعت هشت صبح تا دو بعد از ظهر)، به صورت انفرادی صورت گرفته و به مدت حدود یک ساعت طول می‌کشید.

**تکلیف:** در هر آزمایش (Trial) دنباله‌ای از اصوات خالص (Pure Tone) با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز و به مدت ۵۰۰ms تکرار می‌شد (در برخی آزمایش‌ها دو بار و در برخی چهار بار). به دنبال این محرک‌های استاندارد، یک صوت خالص با فرکانس و دیرش متفاوت ارائه می‌شد. فرکانس صوت محرک ادبال به صورت تصادفی یکی از مقادیر ۵۰۰hz، ۷۰۰hz، ۱۳۰۰hz، ۱۵۰۰hz بود. با احتساب حالات مختلفی که تعداد دفعات ارائه محرک استاندارد می‌پذیرد (دو حالت) و حالات مختلفی که مدت

**تحلیل آماری:** اثرات سرکوب تکرار و دیرش با استفاده از تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر (Measure Analysis of Variance (Repeated) بررسی شد. در صورت برقرار نبودن فرض کرویت، از تصحیح گرین‌هاوس-گایزر (Greenhouse-Geisser) استفاده شد. سطح معناداری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

**طبقه‌بندی:** در هوش مصنوعی و یادگیری ماشین برای بالابردن سرعت و دقت طبقه‌بند و سامانه شناسایی الگو از روش‌های انتخاب ویژگی استفاده می‌شود. این عمل موجب می‌گردد ویژگی‌های با دامنه اطلاعات زیاد و مفید از ویژگی‌های کم اهمیت تمیز داده شوند. از این رو، انتخاب ویژگی یک مرحله مهم و تاثیرگذار پیش از طبقه‌بندی است. در مرحله انتخاب ویژگی از معیارهای متفاوتی همچون بهره اطلاعاتی (Information gain)، مربوط بودن (Relevancy) و افزونه نبودن (Non redundant) استفاده می‌شود. به طور خلاصه، در این روش‌ها باید ویژگی‌هایی انتخاب شوند که حاوی بیشترین اطلاعات بوده و با یکدیگر تداخل اطلاعاتی نداشته باشند. در این تحقیق از الگوریتم Fisher جهت انتخاب ویژگی استفاده می‌شود (۲۸، ۲۹). عملکرد این الگوریتم به این صورت است که برای هر ویژگی یک وزن در نظر گرفته می‌شود. اهمیت هر ویژگی با وزنی که این الگوریتم به آن نسبت می‌دهد، مشخص می‌گردد. حال برای جدا کردن ویژگی‌های مهم باید یک فیلتر طراحی گردد. به این صورت که ویژگی‌های با وزن بیش از ۰/۸ میانگین وزن‌ها حفظ شده و بقیه ویژگی‌ها حذف می‌گردند. با این کار ویژگی‌های با اهمیت زیاد از ویژگی‌های کم اهمیت جدا می‌گردند. این فرایند برای هر فرد به صورت مجزا انجام می‌شود.

در این پژوهش، ویژگی‌هایی که برای هر فرد به عنوان ورودی به الگوریتم انتخاب ویژگی داده شده است، ۲۵۰ نمونه از یک ثانیه ERP است که با نرخ نمونه برداری ۲۵۰ هرتز حاصل شده‌اند. همان‌طور که پیش از این ذکر شد، محرک ادبال در تکلیف به کار رفته می‌تواند ۱۶ حالت مختلف داشته باشد، در نتیجه برای هر فرد ۱۶ ERP برانگیخته شده توسط محرک ادبال وجود دارد. ERP مربوط به محرک‌های استاندارد اول و دوم هر کدام ۱۶ حالت مختلف دارند بسته به این که پیش از کدامیک از ۱۶ حالت گوناگون محرک ادبال ظاهر شده باشند و محرک‌های استاندارد سوم و چهارم هر یک ۸ حالت مختلف دارند. زیرا در حالت دو بار تکرار، دیگر محرک استاندارد برای بار سوم و چهارم تکرار نمی‌شود. از این رو، برای هر کدام ۸ حالت حذف می‌شود. به این ترتیب، جمعا ۶۴ ERP برای هر فرد موجود است که هر یک ۲۵۰ ویژگی دارند. به منظور برآوردن هدف این پژوهش که تشخیص بازه کوتاه از بازه بلند، مبتنی

بر ERP فرد است، از میان ۶۴ نمونه ERP هر فرد، ۸ ERP مربوط به (محرک ادبال کوتاه و ۸ ERP مربوط به محرک ادبال بلند، به عنوان هدف انتخاب شده و به مابقی ۴۸ ERP برچسب غیرهدف داده می‌شود. در این میان نقش طبقه‌بند، تعیین طبقه هر نمونه (هدف یا غیر هدف بودن آن) مورد آزمایش است پس از آن که تعدادی از نمونه‌ها برای آموزش به آن داده شده است.

طبقه‌بندی بر اساس ویژگی‌های برگزیده مرحله قبل انجام می‌شود. در این مطالعه از چند طبقه‌بند معروف مثل درخت تصمیم‌گیری ((Decision tree (DT)، ماشین بردار پشتیبانی ((Machine (SVM (Support Vector و شبکه عصبی پرسپترون چندلایه ((MLP (Multi-Layer Perceptron استفاده می‌شود و همچنین برای بالا بردن پایداری نتایج، هر یک از این طبقه‌بندها بر روی داده‌های ERP هر فرد ۵ بار اجرا شده و میانگین آنها به عنوان نتیجه نهایی برای هر فرد گزارش می‌گردد. کارایی طبقه‌بندها بر اساس معیار "صحت (Accuracy)" ارزیابی و مقایسه می‌شود. صحت به این معنی است که مقدار اندازه‌گیری شده چقدر به مقدار واقعی نزدیک است و رابطه آن به صورت زیر است:

$$Accuracy = (TP + TN) / (TP + TN + FP + FN)$$

که در این رابطه TP، TN، FP و FN به شرح زیر هستند: مثبت صحیح (True Positive) (TP): یعنی تعداد دفعاتی که موارد هدف، توسط الگوریتم طبقه‌بند، به درستی هدف تشخیص داده شده‌اند. مثبت کاذب (False Positive) (FP): یعنی تعداد دفعاتی که موارد غیرهدف، به اشتباه هدف تشخیص داده شده است. منفی صحیح (True Negative) (TN): یعنی تعداد موارد غیرهدف، که به درستی غیرهدف تشخیص داده شده‌اند. منفی کاذب (False Negative) (FN): یعنی تعداد موارد هدف که به اشتباه غیرهدف تشخیص داده شده‌اند.

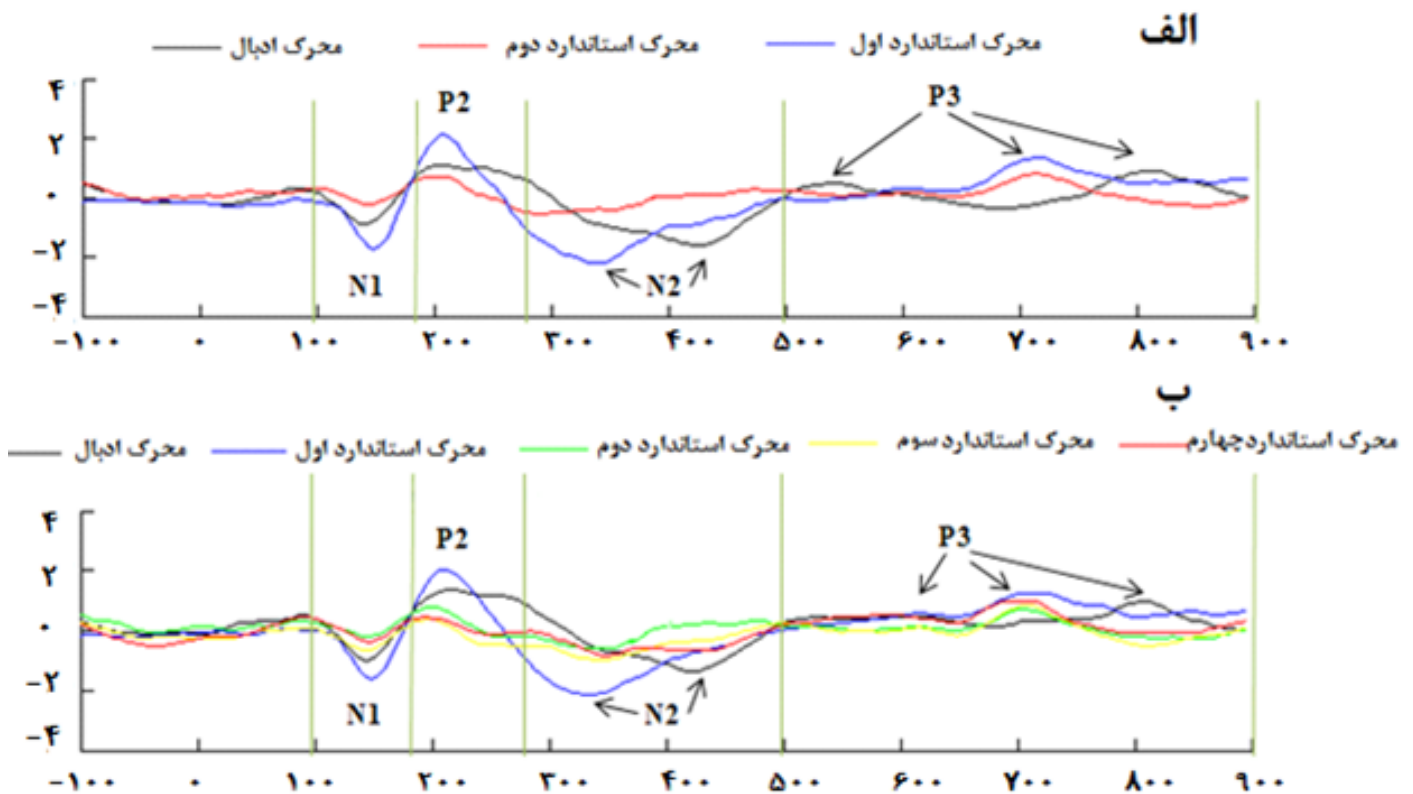
### یافته‌ها

نتایج داده‌های رفتاری این تحقیق در مورد تاثیر تکرار بر تخمین زمان، پیش از این به صورت مفصل گزارش شده و مورد بحث قرار گرفته است (۳۰). به طور خلاصه می‌توان گفت که افراد در حالت ۴ بار تکرار به صورت معناداری محرک ادبال را طولانی‌تر از ۲ بار تکرار ادراک کرده بودند و تکرار موجب بیش تخمینی زمان می‌شد.

**نتایج ERP:** برای کاهش حجم تحلیل‌ها، الکتروود Cz از میان تمام ۶۴ الکتروود به کار رفته انتخاب گردید زیرا اکثر عوامل مورد نظر در آن

حوالی ۳۵۰ms و برای محرک‌های ادبال بسته به فرکانس و دیرش بین ۳۵۰ تا ۴۰۰ms متغیر بود. به دنبال موج N2 یک مولفه P3 در نواحی مرکزی (Central) و مرکزی-آهیانه‌ای (Centro-Parietal) ظهور می‌کرد که قله‌اش برای محرک‌های استاندارد در حوالی ۷۰۰ms، برای محرک‌های ادبال با دیرش ۴۰۰ms حوالی ۶۰۰ms، و برای محرک‌های ادبال با دیرش ۶۰۰ms حوالی ۸۰۰ms بود. معناداری اثر اصلی دیرش بر دامنه و تاخیر مولفه P3 در جدول ۱ گزارش شده است.

معنادار بودند و بیشترین دامنه شکل موج ERP در آن مشاهده می‌شد. شکل ۱ موج ERR از حالات گوناگون محرک‌های ادبال و استاندارد را در الکتروود Cz نشان می‌دهد. در همه حالات آزمایش، یک مولفه زودرس N1 بین ۱۰۰ تا ۱۸۰ms پس از شروع محرک و پس از آن یک مولفه مثبت P2 (۱۵۰-۳۰۰ms) با قله‌ای حوالی ۲۰۰ms مشاهده می‌شد. به دنبال این مولفه‌های زودرس، یک موج منفی طولانی (۲۵۰-۵۰۰ms) N2 ظهور می‌کرد که قله‌اش برای محرک‌های استاندارد



شکل ۱. امواج ERP متوسط بزرگ برای محرک‌های ادبال و استاندارد در الکتروود Cz اثر سرکوب تکرار را بر تمام مولفه‌ها (P3، N2، و N1) و اثر دیرش را بر مولفه‌های N2 و P3 نشان می‌دهد.

جدول ۱. نتایج تحلیل واریانس اثر اصلی دیرش بر دامنه و تاخیر مولفه P3

تاخیر	دامنه	ناحیه
$F_{1,17} = 5/0.84, P = 0/0.001$ $\eta = 0/747$	$F_{1,17} = 5/741, P = 0/0.28$ $\eta = 0/252$	<b>P3</b>

ERP مربوطه می‌گردد. همان‌طور که در شکل ۱-الف مشاهده می‌شود، هنگام دو بار تکرار محرک استاندارد، دامنه قله مولفه‌های P2، N2، P3 و N1 اولین محرک استاندارد (رنگ آبی) بزرگتر از دامنه قله مولفه‌های P2، N2، P3 و N1 محرک ادبال (رنگ مشکی) و آن نیز بزرگتر از دامنه قله مولفه‌های P2، N2، P3 و N1 دومین محرک استاندارد (رنگ قرمز)

اثر سرکوب تکرار بر مولفه‌های N1 و P2 قبلا در مرجع (۳۰) به تفصیل گزارش شده و مورد بحث قرار گرفته است. اثر سرکوب تکرار در تمام مولفه‌های ERP مشاهده می‌شود. به این معنی که تکرار محرک استاندارد موجب کاهش دامنه موج ERP برانگیخته شده توسط آن می‌گردد، در حالی که ارائه یک محرک جدید -ادبال- موجب افزایش دامنه مولفه‌های

**نتایج طبقه‌بندی:** در برجسب‌گذاری هدف و غیر هدف سه حالت در نظر گرفته شد: در حالت اول ۸ ERP برانگیخته شده توسط بازه کوتاه به عنوان هدف تعیین شده و بقیه حالات غیر هدف تعیین می‌شوند. در حالت دوم ۸ ERP بازه بلند به عنوان هدف انتخاب شده، مابقی غیرهدف و در حالت سوم ۱۶ ERP مربوط به بازه‌های کوتاه و بلند به عنوان هدف انتخاب شده و مابقی به عنوان غیر هدف انتخاب می‌شوند.

است. به علاوه، هنگام چهار بار تکرار محرک استاندارد (شکل ۱-ب)، دامنه قله مولفه‌های P2، N2، P3 و N1 اولین محرک استاندارد (رنگ آبی) بزرگتر از دامنه قله مولفه‌های P2، N2، P3 و N1 محرک ادبال (رنگ مشکی) و آن نیز بزرگتر از دامنه قله مولفه‌های P2، N2، P3 و N1 دومین، سومین و چهارمین محرک استاندارد (رنگ‌های سبز و زرد و قرمز) است. معناداری اثر سرکوب تکرار بر دامنه و تاخیر مولفه‌های P3 و N2 در جدول ۲ گزارش شده است.

جدول ۲. نتایج تحلیل واریانس اثر اصلی سرکوب تکرار بر دامنه و تاخیر مولفه‌های P3 و N2 در حالت ۲ بار تکرار و ۴ بار تکرار

۴ بار تکرار		۲ بار تکرار		
تاخیر	دامنه	تاخیر	دامنه	
$F_{F,68} = 6/79, P = 0/0001$ $\eta = 0/285$	$F_{F,68} = 11/203, P = 0/0001$ $\eta = 0/397$	$F_{F,68} = 11/142, P = 0/0001$ $\eta = 0/396$	$F_{F,68} = 29/83, P = 0/0001$ $\eta = 0/637$	<b>N2</b>
$F_{F,68} = 2/84, P = 0/031$ $\eta = 0/0143$	$F_{F,68} = 11/088, P = 0/0001$ $\eta = 0/395$	$F_{F,68} = 3/74, P = 0/051$ $\eta = 0/253$	$F_{F,68} = 5/758, P = 0/007$ $\eta = 0/253$	<b>P3</b>

طبقه‌بندی محاسبه گردید. صحت اجرای هر یک از سه الگوریتم درخت تصمیم‌گیری (DT)، ماشین بردار پشتیبانی (SVM) و شبکه عصبی پرسپترون چندلایه (MLP) برای هر یک از ۱۸ آزمودنی در جدول شماره ۳ آورده شده است.

برای هر آزمودنی الگوریتم انتخاب ویژگی به صورت مجزا اجرا گردید. ویژگی‌های انتخاب شده، یعنی یک زیر مجموعه از ۲۵۰ نمونه ERP هر فرد به الگوریتم‌های طبقه‌بندی داده شد و طبقه‌بندی در هر سه حالت به صورت مجزا انجام گردید. سپس صحت خروجی هر الگوریتم

جدول ۳. نتایج صحت پیاده‌سازی الگوریتم‌های طبقه‌بندی (بر حسب درصد) بر روی داده‌های ERP ۱۸ آزمودنی در سه حالت هدف‌گذاری

طبقه‌بند	حالت اول			حالت دوم			حالت سوم		
	DT	MLP	SVM	DT	MLP	SVM	DT	MLP	SVM
آزمودنی ۱	۸۳	۱۰۰	۱۰۰	۷۶/۶۶	۸۳/۳۳	۱۰۰	۵۳/۲۷	۸۳/۳۳	۹۱/۶۶
آزمودنی ۲	۶۶/۶۷	۹۰	۱۰۰	۹۰	۸۰	۱۰۰	۷۶/۶۶	۸۳/۳۳	۹۱/۶۶
آزمودنی ۳	۶۶/۶۷	۸۰	۱۰۰	۸۰	۹۳/۳۳	۱۰۰	۳۳/۳۳	۷۳/۳۳	۹۱/۶۶
آزمودنی ۴	۱۰۰	۹۳/۳۳	۹۱/۶۶	۷۰	۸۳/۳۳	۹۱/۶۶	۷۳/۳۳	۷۳/۳۳	۹۱/۶۶
آزمودنی ۵	۵۰	۸۳/۳۳	۸۳/۳۳	۸۳/۳۳	۸۶/۶۶	۹۱/۶۶	۵۶/۶۶	۷۳/۳۳	۸۳/۳۳
آزمودنی ۶	۱۰۰	۸۶/۶۶	۱۰۰	۸۶/۶۶	۸۶/۶۶	۹۱/۶۶	۷۰	۶۳/۳۳	۸۳/۳۳
آزمودنی ۷	۹۱/۶	۹۳/۳۳	۱۰۰	۹۰	۹۰	۱۰۰	۷۳/۳۲	۷۳/۳۳	۹۱/۶۶
آزمودنی ۸	۶۳/۳۳	۸۳/۳۳	۱۰۰	۸۳/۳۳	۸۳/۳۳	۸۳/۳۳	۷۶/۶۶	۷۶/۶۶	۸۳/۳۳
آزمودنی ۹	۸۳/۳۳	۸۶/۶۶	۸۳/۳۳	۸۶/۶۶	۸۳/۳۳	۸۳/۳۳	۴۶/۶	۷۰	۹۱/۶۶
آزمودنی ۱۰	۸۶/۶۶	۸۳/۳۳	۸۳/۳۳	۹۰	۹۰	۱۰۰	۵۶/۶۶	۶۶/۶۶	۸۳/۳۳

طبقه بند	حالت اول			حالت دوم			حالت سوم		
	DT	MLP	SVM	DT	MLP	SVM	DT	MLP	SVM
آزمودنی ۱۱	۹۰	۹۱/۶۶	۱۰۰	۹۳/۳۳	۸۶/۶۶	۹۱/۶۶	۹۳/۳۳	۷۰	۸۳/۳۳
آزمودنی ۱۲	۷۳/۳۳	۹۰	۱۰۰	۷۶/۶۶	۸۶/۶۶	۱۰۰	۷۶/۶۶	۸۳/۳۳	۹۱/۶۶
آزمودنی ۱۳	۸۳/۳۳	۸۶/۶۶	۸۳/۳۳	۸۳/۳۳	۸۳/۳۳	۱۰۰	۸۳/۳۳	۸۰	۸۳/۳۳
آزمودنی ۱۴	۹۳/۳۳	۹۳/۳۳	۱۰۰	۷۶/۶۶	۹۰	۱۰۰	۷۶/۶۶	۹۶/۶۶	۵۶/۶۷
آزمودنی ۱۵	۸۳/۳۳	۸۳/۳۳	۸۳/۳۳	۹۳/۳۳	۹۳/۳۳	۹۱/۶۶	۸۳/۳۳	۷۳/۳۳	۶۳/۳۳
آزمودنی ۱۶	۸۳/۳۳	۸۶/۶۶	۸۳/۳۳	۹۳/۳۳	۹۰	۹۱/۶۶	۸۳/۳۳	۷۰	۷۶/۶۶
آزمودنی ۱۷	۱۰۰	۸۰	۱۰۰	۸۰	۸۰	۸۳/۳۳	۷۳/۳۳	۶۳/۳۳	۵۶/۶۶
آزمودنی ۱۸	۱۰۰	۸۳/۳۳	۱۰۰	۸۳/۳۳	۹۰	۹۱/۶۶	۹۳/۳۳	۶۰	۶۳/۳۳
میانگین	۹۴/۲۵	۸۷/۹۵	۸۰/۶۲۵	۸۶/۸۴	۸۰/۷۳	۹۳/۹۷۸	۸۷/۹۵	۷۴/۰۷	۶۲/۲

میانگین صحت ۸۷/۹۵ درصد ERP مربوط به بازه بلند را از بازه کوتاه و دیگر محرک‌های استاندارد متمایز کند.

به علاوه، پس از الگوریتم انتخاب ویژگی بررسی گردید که برای هر فرد، بهترین ویژگی‌ها در بازه کدامیک از مولفه‌های N1، P2، N2، و P3 قرار دارند. جدول ۴ نسبت تعداد ویژگی‌های انتخاب شده توسط الگوریتم انتخاب ویژگی در بازه مربوط به هر مولفه را به تعداد کل ویژگی‌های انتخابی، نشان می‌دهد. همان‌طور که در این جدول مشخص است، برای اکثر افراد، بیشترین ویژگی‌های انتخاب شده، در بازه مولفه P3 هستند. از این رو، می‌توان نتیجه گرفت که طبقه‌بندی بر اساس این مولفه صورت گرفته است.

نتایج الگوریتم‌های طبقه‌بندی نشان می‌دهد که هر سه روش به کار رفته توانستند بازه زمانی کوتاه (۴۰۰ms) را از دیگر بازه‌های طولانی (۶۰۰ms) و بازه‌های محرک استاندارد (۵۰۰ms) با استفاده از مولفه‌های ERP تشخیص دهند. بالاترین صحت را در هر سه حالت، طبقه‌بند SVM داشت. به این معنی که الگوریتم SVM توانست با میانگین صحت ۹۴/۲۵ درصد در میان ۱۸ آزمودنی، ERP برانگیخته شده توسط بازه کوتاه را از پتانسیل‌های برانگیخته شده توسط دیگر محرک‌ها تشخیص دهد، با میانگین صحت ۹۳/۹۸ درصد ERP برانگیخته شده توسط بازه بلند را از پتانسیل‌های دیگر محرک‌ها و با

جدول ۴. نتایج پیاده‌سازی الگوریتم انتخاب ویژگی بر روی داده‌های ۱۸ ERP آزمودنی در سه حالت هدف‌گذاری، اعداد، بیان‌گر نسبت تعداد ویژگی‌های انتخاب شده توسط الگوریتم انتخاب ویژگی در بازه مربوط به هر مولفه به تعداد کل ویژگی‌های انتخابی هستند.

مولفه	حالت اول				حالت دوم				حالت سوم			
	P3	N2	P2	N1	P3	N2	P2	N1	P3	N2	P2	N1
آزمودنی ۱	۰/۴۳	۵/۴۳	۳/۴۳	۰/۴۳	۰/۳۸	۵/۳۸	۷/۳۸	۱۲/۳۸	۶/۵۱	۴/۵۱	۲۴/۵۱	۴/۵۱
آزمودنی ۲	۰/۴۴	۲/۴۴	۰/۴۴	۰/۴۴	۰/۳۰	۲/۳۰	۲/۳۰	۲۱/۳۰	۰/۳۲	۰/۳۲	۲۱/۳۲	۰/۳۲
آزمودنی ۳	۰/۲۵	۲/۲۵	۵/۴۸	۱۲/۲۵	۰/۲۷	۱۳/۲۷	۰/۲۷	۱۴/۲۷	۰/۲۱	۶/۲۱	۶/۲۱	۰/۲۱
آزمودنی ۴	۲/۴۸	۲/۴۸	۹/۲۵	۲۷/۴۸	۰/۲۴	۲/۲۴	۰/۲۴	۱۲/۲۴	۰/۳۶	۲/۳۶	۱۷/۳۶	۰/۳۶
آزمودنی ۵	۰/۱۸	۰/۱۸	۰/۱۸	۱۸/۱۸	۰/۱۵	۰/۱۵	۰/۱۵	۸/۱۵	۰/۲۰	۷/۲۰	۹/۲۰	۰/۲۰
آزمودنی ۶	۰/۴۴	۴/۴۴	۴/۴۴	۳۶/۴۴	۰/۴۰	۷/۴۰	۱۴/۴۰	۱۶/۴۰	۰/۲۴	۶/۲۴	۱۰/۲۴	۸/۲۴



مولفه	حالت اول				حالت دوم				حالت سوم			
	P3	N2	P2	N1	P3	N2	P2	N1	P3	N2	P2	N1
آزمودنی ۷	۵/۳۵	۳/۴۳	۵/۴۳	۳۰/۴۳	۵/۳۸	۷/۳۸	۵/۳۸	۰/۳۸	۱۲/۳۸	۷/۳۸	۵/۳۸	۰/۳۸
آزمودنی ۸	۰/۶۰	۰/۴۴	۲/۴۴	۲۲/۴۴	۰/۳۰	۲/۳۰	۰/۳۰	۰/۳۰	۲۱/۳۰	۲/۳۰	۰/۳۰	۰/۳۰
آزمودنی ۹	۰/۱۴	۲/۲۵	۵/۴۸	۱۲/۲۵	۰/۲۷	۱۳/۲۷	۰/۲۷	۰/۲۷	۱۴/۲۷	۱۳/۲۷	۰/۲۷	۰/۲۷
آزمودنی ۱۰	۴/۲۲	۲/۴۸	۹/۲۵	۲۷/۴۸	۰/۲۴	۲/۲۴	۰/۲۴	۰/۲۴	۱۲/۲۴	۲/۲۴	۰/۲۴	۰/۲۴
آزمودنی ۱۱	۰/۲۲	۰/۱۸	۰/۱۸	۱۸/۱۸	۰/۱۵	۰/۱۵	۰/۱۵	۰/۱۵	۸/۱۵	۰/۱۵	۰/۱۵	۰/۱۵
آزمودنی ۱۲	۰/۱۶	۴/۴۴	۴/۴۴	۳۶/۴۴	۷/۴۰	۱۴/۴۰	۷/۴۰	۰/۴۰	۱۶/۴۰	۱۴/۴۰	۷/۴۰	۰/۴۰
آزمودنی ۱۳	۰/۲۹	۰/۲۹	۸/۲۹	۲۱/۲۹	۰/۴۱	۰/۴۱	۰/۴۱	۰/۴۱	۲۴/۴۱	۰/۴۱	۰/۴۱	۰/۴۱
آزمودنی ۱۴	۲/۴۱	۰/۴۱	۷/۴۱	۳۲/۴۱	۰/۱۷	۰/۱۷	۰/۱۷	۰/۱۷	۳/۱۷	۰/۱۷	۰/۱۷	۰/۱۷
آزمودنی ۱۵	۰/۳۶	۰/۳۶	۰/۳۶	۳۳/۳۶	۰/۲۸	۱۴/۲۸	۰/۲۸	۰/۲۸	۱۴/۲۸	۱۴/۲۸	۰/۲۸	۰/۲۸
آزمودنی ۱۶	۰/۳۳	۰/۳۳	۲۱/۳۳	۱۲/۳۳	۰/۲۰	۰/۲۰	۰/۲۰	۰/۲۰	۱۸/۲۰	۰/۲۰	۰/۲۰	۰/۲۰
آزمودنی ۱۷	۰/۲۴	۰/۲۴	۱۰/۲۴	۱۴/۲۴	۰/۳۹	۰/۳۹	۰/۳۹	۰/۳۹	۳۱/۳۹	۰/۳۹	۰/۳۹	۰/۳۹
آزمودنی ۱۸	۰/۲۴	۰/۲۴	۱۲/۲۴	۱۲/۲۴	۰/۳۸	۴/۳۸	۳/۳۸	۰/۳۸	۲۵/۳۸	۴/۳۸	۳/۳۸	۰/۳۸

## بحث

تفاوت‌هایی با این مطالعه داشت. از جمله این که، آنها مولفه P3 را نسبت به زمان شروع محرک در نظر گرفتند و قله P3 قبل از رخ دادن پایان محرک ظاهر می‌شد. اما در مطالعه حاضر، P3 نسبت به زمان پایان محرک محاسبه گردید. از این رو، آنها چنین استنتاج کردند که مدت زمان واقعی محرک بر پاسخ عصبی (P3) تاثیر نمی‌گذارد، بلکه پاسخ عصبی بر مدت زمان ذهنی محرک تاثیر می‌گذارد (۱۶). در حالی که در این مطالعه بر خلاف نتایج آنها (۱۶)، اثر دیرش محرک هدف بر دامنه و به ویژه تاخیر مولفه P3 به وضوح مشاهده شد. به این صورت که، برای محرک هدف ۴۰۰ms قله P3 حدود ۶۰۰ms و برای محرک هدف ۶۰۰ms حدود ۸۰۰ms بروز می‌کرد.

نتایج این پژوهش نشان می‌دهد که روش‌های طبقه‌بندی یادگیری ماشین می‌توانند با دقت بالایی بر مبنای ERP افراد بازه‌های زمانی کوتاه و بلند را تشخیص دهند. تا جایی که نویسندگان بررسی کرده‌اند، تاکنون مطالعه‌ای به این شیوه برای تشخیص بازه‌های زمانی کوتاه و بلند از روی داده‌های ERP انجام نشده بود (به جز مقاله (۱۶) که البته از طبقه‌بندهای رایج و مرسوم برای مجزا کردن پاسخ‌های ERP در بازه‌های زمانی مختلف (حالات مختلف آزمایش) استفاده نکرده است).

در پژوهش حاضر، اثر سرکوب تکرار که با کاهش دامنه مولفه‌های برانگیخته شده توسط محرک‌های استاندارد و افزایش دامنه مولفه‌های برانگیخته شده توسط محرک ادبال آشکار می‌شود، موجب بیش‌تخمینی زمان گردید. مطابق با جدیدترین آزمایش‌های انجام شده در این حوزه که تاثیر سرکوب تکرار را بر ادراک زمان نشان می‌دهد (۱۰، ۳۳-۳۱).

اثر معنادار دیرش بر دامنه مولفه P3 موافق با یافته‌های Jaramillo و همکاران (۲۰۰۰) (۳۴) و Tarantino و همکاران (۲۰۱۰) (۳۵) است. همچنین ظهور مولفه P3 حدود ۲۰۰ تا ۲۵۰ms پس از پایان محرک (برای هر دو محرک ادبال کوتاه و بلند) مربوط به مرحله شناسایی محرک و مکانیزم انتخاب پاسخ و سازگار با یافته‌های Picton و همکاران (۱۹۷۸) (۳۶) و Roeber و همکاران (۲۰۰۳) (۳۷) است. این یافته و همچنین نتایج الگوریتم انتخاب ویژگی دلالت بر این موضوع دارد که می‌توان از ERP یک فرد و به طور ویژه مولفه P3 قضاوت نمود که وی دیرش یک بازه زمانی را چگونه تشخیص داده است. این موضوع که مولفه P3 می‌تواند با دقت بالا متمایزکننده ادراک زمان در بازه‌های زمانی کوتاه و بلند باشد، موید ادعای Ernst و همکاران (۲۰۱۷) است که P3 همبسته عصبی اثر ادبال زمانی است (۱۶). البته مطالعه آنها

بازه‌های مربوطه دارد. در نتیجه، به طور خلاصه می‌توان گفت که در این پژوهش، برای هر فرد، طبقه‌بندی بین ERP مربوط به بازه‌های کوتاه، بلند و متوسط زیر یک ثانیه در یک تکلیف ادبال شنیداری با دقت بالا انجام گرفت. به علاوه، موثرترین ویژگی‌های به کار رفته در این طبقه‌بندی، در بازه زمانی مربوط به مولفه P3 بودند.

### تشکر و قدردانی

از همه کسانی که در مراحل مختلف این پژوهش، همکاری کردند به ویژه همه آزمودنی‌های شرکت‌کننده در پژوهش، صمیمانه تشکر می‌نمایم.

### ملاحظات اخلاقی

از کلیه آزمودنی‌ها برای شرکت در آزمایش رضایت‌نامه دریافت شد. به آنان اطمینان داده شد که تمام اطلاعات محرمانه خواهد ماند و فقط برای امور پژوهشی مورد استفاده قرار می‌گیرد.

### تعارض منافع

این مطالعه برای نویسندگان هیچ‌گونه تعارض منافی نداشته است.

نتایج این پژوهش می‌تواند در کاربردهای واسطه‌مغز-کامپیوتر (BCI) به هدف شناسایی دیرش زمانی ادراک شده توسط یک فرد بر مبنای ERP وی، مورد استفاده قرار گیرد. البته کاربردهای بلادرنگ BCI نیازمند تشخیص بازه مبتنی بر تک آزمایش (Single trial) هستند در حالی که در این تحقیق طبقه‌بندی بر روی داده‌های ERP صورت گرفت که حاصل میانگین‌گیری حداقل ۲۰ آزمایش بودند. روش‌های طبقه‌بندی تک‌آزمایه تفاوت‌هایی با روش‌های طبقه‌بندی بر اساس ERP میانگین‌گیری شده دارند از جمله این که در آنها آموزش طبقه‌بند برای هر آزمودنی، بر اساس داده‌های آزمودنی‌های دیگر انجام می‌شود (۳۸، ۳۹).

به علاوه، طبقه‌بندی با دقت بالا بین بازه‌های کوتاه، بلند و متوسط (مربوط به محرک استاندارد) تفاوت‌های معنادار مشاهده شده در شکل ۱ و جدول ۱ بین ERP‌های ناشی از محرک‌های با دیرش کوتاه، بلند و متوسط را تایید می‌کند.

### نتیجه‌گیری

همان‌طور که در بخش مقدمه ذکر شد، از آنجا که پردازش بازه‌های زیر یک ثانیه و بیشتر از آن متفاوت است، بسط نتایج این پژوهش به بازه‌های بیش از یک ثانیه نیاز به بررسی و انجام آزمایش‌ها در طیف

## References

- Pradhan RK, Tripathy A. Subjective time in neuropsychology vis-a-vis the objective time of physics. *NeuroQuantology*. 2018;16(11):1-11.
- Chen L, Bao Y, Wittmann M. Sub-and Supra-Second Timing: Brain, learning and development. *Frontiers in Psychology*. 2016;7:747.
- Meck WH, Doyere V, Gruart A, editors. Interval timing and time-based decision making. *Frontiers in Integrative Neuroscience*. 2012;6:13.
- Naatanen R, Syssoeva O, Takegata R. Automatic time perception in the human brain for intervals ranging from milliseconds to seconds. *Psychophysiology*. 2004;41(4):660-663.
- Mioni G, Grondin S, Bardi L, Stablum F. Understanding time perception through non-invasive brain stimulation techniques: A review of studies. *Behavioural Brain Research*. 2020;377:112232.

- Pariyadath V, Eagleman D. The effect of predictability on subjective duration. *PloS One*. 2007;2(11):e1264.
- Desimone R. Neural mechanisms for visual memory and their role in attention. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 1996;93(24):13494-13499.
- Pariyadath V, Eagleman DM. Subjective duration distortions mirror neural repetition suppression. *PLoS One*. 2012;7(12):e49362.
- Luck SJ. An introduction to the event-related potential technique. 2nd. Cambridge:MIT Press;2014.
- Fromboluti EK, McAuley JD. Perceived duration of auditory oddballs: Test of a novel pitch-window hypothesis. *Psychological Research*. 2020;84(4):915-931.
- Bendixen A, Grimm S, Schroger E. Human auditory event-related potentials predict duration judgments. *Neuroscience Letters*. 2005;383(3):284-288.
- Macar F, Vidal F, Casini L. The supplementary motor area in

- motor and sensory timing: Evidence from slow brain potential changes. *Experimental Brain Research*. 1999;125(3):271-280.
13. Pfeuty M, Ragot R, Pouthas V. When time is up: CNV time course differentiates the roles of the hemispheres in the discrimination of short tone durations. *Experimental Brain Research*. 2003;151(3):372-379.
14. Walter WG, Cooper R, Aldridge VJ, McCallum WC, Winter AL. Contingent negative variation: An electric sign of sensori-motor association and expectancy in the human brain. *Nature*. 1964;203(4943):380-384.
15. Macar F, Vidal F. The CNV peak: An index of decision making and temporal memory. *Psychophysiology*. 2003;40(6):950-954.
16. Ernst B, Reichard SM, Riepl RF, Steinhauser R, Zimmermann SF, Steinhauser M. The P3 and the subjective experience of time. *Neuropsychologia*. 2017;103:12-19.
17. Bernardinis M, Atashzar SF, Jog MS, Patel RV. Differential temporal perception abilities in parkinson's disease patients based on timing magnitude. *Scientific Reports*. 2019;9(1):1-6.
18. Tokushige SI, Terao Y, Matsuda S, Furubayashi T, Sasaki T, Inomata-Terada S, et al. Does the clock tick slower or faster in Parkinson's disease?—Insights gained from the synchronized tapping task. *Frontiers in Psychology*. 2018;9:1178.
19. Thoenes S, Oberfeld D. Meta-analysis of time perception and temporal processing in schizophrenia: Differential effects on precision and accuracy. *Clinical Psychology Review*. 2017;54:44-64.
20. Ueda N, Maruo K, Sumiyoshi T. Positive symptoms and time perception in schizophrenia: A meta-analysis. *Schizophrenia Research: Cognition*. 2018;13:3-6.
21. Ptacek R, Weissenberger S, Braaten E, Klicperova-Baker M, Goetz M, Raboch J, Vnukova M, et al. Clinical implications of the perception of time in attention deficit hyperactivity disorder (ADHD): A review. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*. 2019;25:3918-3924.
22. Nejati V, Yazdani S. Time perception in children with attention deficit-hyperactivity disorder (ADHD): Does task matter? A meta-analysis study. *Child Neuropsychology*. 2020;26(7):900-916.
23. Thones S, Oberfeld D. Time perception in depression: A meta-analysis. *Journal of Affective Disorders*. 2015;175:359-372.
24. Casassus M, Poliakoff E, Gowen E, Poole D, Jones LA. Time perception and autistic spectrum condition: A systematic review. *Autism Research*. 2019;12(10):1440-1462.
25. Allman M, Falter C. Abnormal timing and time perception in autism spectrum disorder? A review of the evidence. In: Vatakis A, Allman M, editors. *Time distortions in mind-temporal processing in clinical populations*. Leiden: Brill Academic Publishers;2015. pp. 37-56.
26. Beattie RL, Manis FR. Rise time perception in children with reading and combined reading and language difficulties. *Journal of Learning Disabilities*. 2013;46(3):200-209.
27. Szymaszek A, Wolak T, Szelag E. The treatment based on temporal information processing reduces speech comprehension deficits in aphasic subjects. *Frontiers in Aging Neuroscience*. 2017;9:98.
28. Gu Q, Li Z, Han J. Generalized fisher score for feature selection. *Proceedings of the 27th Conference on Uncertainty in Artificial Intelligence (UAI '11)*; 2011 July 14-17; Barcelona, Spain;2011. pp. 266-273.
29. Roffo G. Feature selection library (MATLAB toolbox). arXiv preprint arXiv:1607.01327. 2016.
30. Nazari MA, Jalalkamali H. Effect of repetition suppression phenomenon and pitch of the auditory stimulus on perceived duration and N1 and P2 Auditory Evoked Potentials (AEP). *Advances in Cognitive Sciences*. 2017;18(4):72-87. (Persian)
31. Wehrman J. The simultaneous oddball: Oddball presentation does not affect simultaneity judgments. *Attention, Perception, & Psychophysics*. 2020;82:1654-1668.
32. Asaoka R. Sandwiched visual stimuli are perceived as shorter than the stimulus alone. *Acta Psychologica*. 2020;203:102982.
33. Kruijne W, Olivers CN, Van Rijn H. Neural repetition suppression modulates time perception: Evidence from electro-

physiology and pupillometry. *BioRxiv*. 2020.

34. Jaramillo M, Paavilainen P, Näätänen R. Mismatch negativity and behavioural discrimination in humans as a function of the magnitude of change in sound duration. *Neuroscience Letters*. 2000;290(2):101-104.

35. Tarantino V, Ehlis AC, Baehne C, Boreatti-Huemmer A, Jacob C, Bisiacchi P, et al. The time course of temporal discrimination: An ERP study. *Clinical Neurophysiology*. 2010;121(1):43-52.

36. Picton TW, Woods DL, Proulx GB. Human auditory sustained potentials. II. Stimulus relationships. *Electroencephalo-*

*graphy and clinical Neurophysiology*. 1978;45(2):198-210.

37. Roeber U, Widmann A, Schroger E. Auditory distraction by duration and location deviants: A behavioral and event-related potential study. *Cognitive Brain Research*. 2003;17(2):347-357.

38. Parvar H, Sculthorpe-Petley L, Satel J, Boshra R, D'Arcy RC, Trappenberg TP. Detection of event-related potentials in individual subjects using support vector machines. *Brain Informatics*. 2015;2:1-12.

39. Sturm I, Lapuschkin S, Samek W, Müller KR. Interpretable deep neural networks for single-trial EEG classification. *Journal of Neuroscience Methods*. 2016;274:141-145.