

# تشخیص سیگنال هدف در محدوده زمانی کارآمد سیگنال پتانسیل برانگیخته بینایی

مائه آزادی مقدم<sup>۱</sup>، دانشجوی کارشناسی ارشد؛ سپیده جباری<sup>۲</sup>، استادیار؛ بهرام پرسه<sup>۳</sup>، استادیار

۱- گروه برق و کامپیوتر - دانشکده مهندسی - دانشگاه زنجان - زنجان - ایران - m.azadi@znu.ac.ir

۲- گروه برق و کامپیوتر - دانشکده مهندسی - دانشگاه زنجان - زنجان - ایران - sjabbari@znu.ac.ir

۳- دانشکده پزشکی - دانشگاه علوم پزشکی زنجان - ایران - b.perseh@znms.ac.ir

**چکیده:** در مقاله حاضر یک روش جدید برای آشکار سازی سیگنال‌های هدف و غیرهدف با استفاده از انتخاب بازه‌های زمانی مناسب پتانسیل برانگیخته بینایی جهت افزایش دقت طبقه‌بند و کاهش تعداد ویژگی معرفی شده است. روش پیشنهادی، با استفاده از کانال‌های مؤثر و مشخص و طبقه‌بند SWLDA بر روی داده‌گان P300-Speller مسابقات BCI2005 و داده‌های ثبت شده توسط هافمن پیاده سازی گردید. روش‌های موجود برای تعیین سیگنال حاوی P300، از بازه مشخصی در حدود یک ثانیه بعد از هر تحریک استفاده می‌کنند. در این مقاله، ابتدا محدوده زمانی مؤلفه‌های مختلف پتانسیل برانگیخته بینایی شامل P300، N100، N170، P50 و N20 را بر اساس نتایج به دست آمده از مقالات با پایه فیزیولوژی مشخص کردیم. سپس، بازه‌ها توسط معیارهای F-Score و PCC امتیازبندی شدند. مؤلفه‌های مهم و تأثیرگذار پتانسیل برانگیخته بینایی با استفاده از الگوریتم SFS و طبقه‌بند SWLDA انتخاب شدند. به منظور بررسی توانمندی روش، عملکرد ترکیبات بهینه نسبت به طول زمانی کل سیگنال توسط دو طبقه‌بند بیزین و KNN نیز مقایسه شدند. نتایج آزمایش بر روی ۱۰ شخص نشان داد که مهم‌ترین مؤلفه‌ها برای جدا سازی سیگنال‌های هدف و غیرهدف به ترتیب P300، N100 و N400 هستند. روش پیشنهادی دقت تشخیص خروجی را به میزان ۳/۹۵٪ بهبود داد.

**واژه‌های کلیدی:** انتخاب ویژگی زمانی، P300 Speller، مؤلفه‌های پتانسیل برانگیخته بینایی، طبقه‌بند SWLDA، الگوریتم SFS.

## Target Signal Detection from Efficient Time-Segments of VEP Signal

Maedeh Azadimoghadam<sup>1</sup>, MSc Student; Sepideh Jabbari<sup>2</sup>, Assistant Professor; Bahram Perseh<sup>3</sup>, Assistant Professor

1- Electrical Engineering Department, Faculty of Engineering, University of Zanjan, Zanjan, Iran, Email: m.azadi@znu.ac.ir

2- Electrical Engineering Department, Faculty of Engineering, University of Zanjan, Zanjan, Iran, Email: sjabbari@znu.ac.ir

3- Faculty of Medical, University of Zanjan, Zanjan, Iran, b.perseh@zums.ac.ir

**Abstract:** The present study aimed at scheming a novel method of detecting target and non-target signals through selection of appropriate and timely chronic intervals of VEP signal leading to increasing the accuracy of data classification and decreasing the number of features. The suggested method was employed on the P300-Speller databases of the BCI2005 competitions and the data recorded by Hoffman et al. using effective and specified channels and SWLDA classifier. The methods available for determining the P300 signals are within a specified range of about 1 second after each stimulation. To this end, we first outlined the time range of the various components of visual Evoked potential including N20, P50, N100, N170, P300, N400 based on the results obtained from the physiologically-based articles. Then, the time intervals were scored by F-Score and the percentages of correct classifications. The most important and effective components of the VEP were selected by SFS Algorithm using the SWLDA classifier and the functions of the optimal combinations were compared with the total length of the signal utilizing two other classifiers namely Bayes and K-NN in order to confirm the functionality of the method. The findings, based on the results obtained from ten subjects, indicated that the most important components for detecting target and non-target signals include P300, N100, and N400 respectively. The method suggested here proved to improve the accuracy of output detection by 3.95%.

**Keywords:** Time feature selection, P300 speller paradigm, ERP Component, SWLDA classifier, SFS Algorithm.

تاریخ ارسال مقاله: ۱۳۹۷/۰۶/۱۲

تاریخ اصلاح مقاله: ۱۳۹۷/۱۱/۲۸

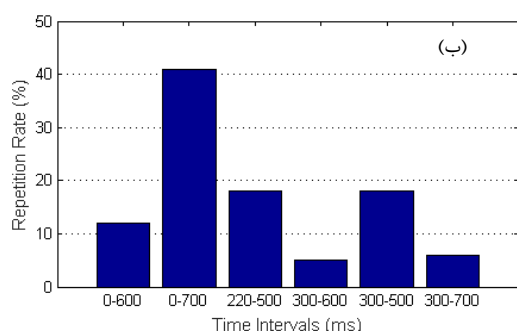
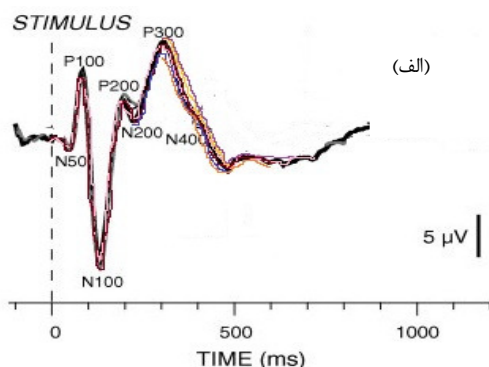
تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۸/۰۲/۰۹

نام نویسنده مسئول: سپیده جباری

نشانی نویسنده مسئول: گروه برق و کامپیوتر - دانشکده مهندسی - دانشگاه زنجان - زنجان - ایران.

## ۱- مقدمه

مدت زمان فلش و طول فلش) بر دقت و کارایی عملکرد سیستم مبتنی بر P300 را مورد بررسی قرار دادند [۵]. آن‌ها با اعمال الگوریتم SWLDA<sup>۵</sup> به سیگنال EEG ۳۲ کاناله مربوط به ۶ شخص، به این نتیجه رسیدند که زمان تحریک و فاصله تحریک بر نتایج تشخیص P300 تأثیر دارد. میانگین پتانسیل برانگیخته استخراج شده برای هر شخص نشان می‌داد که قله P300 در محدوده زمانی ۳۰۰ میلی‌ثانیه شروع می‌شود، طول زمانی آن حدود ۴۰۰ میلی‌ثانیه است و مقدار قله با بیشتر شدن فاصله تحریک افزایش می‌یابد.



شکل ۱: (الف) پتانسیل برانگیخته بینایی و مؤلفه‌های آن (ب)

میزان تکرار محدوده‌های به کار گرفته شده (طول پنجره‌های بعد از هر تحریک) برای تشخیص سیگنال هدف در مطالعات پیشین

Cecotti و همکارانش در سال ۲۰۱۰ در مطالعه‌ای انتخاب بازه زمانی برای آنالیز سیگنال و تأثیر آن بر نتیجه طبقه‌بندی در ۲۰ فرد را بررسی کردند [۶]. جهت انتخاب نقطه شروع بهینه برای پنجره زمانی شامل موج P300، ابتدا قسمتی از موج P300 افزایش یافته بر اساس دامنه‌اش انتخاب می‌شود. سپس، یک پنجره ثابت با طول ۱ ثانیه دقیقاً بعد از هر تحریک و دو پنجره به طول‌های ۵۰۰ و ۲۵۰ میلی‌ثانیه دقیقاً به مرکزیت ۳۰۰ میلی‌ثانیه در نظر گرفته می‌شود. نتایج نشان می‌دهد که بازه زمانی ۵۰۰ میلی‌ثانیه کمترین طول پنجره با بهترین درصد صحت برای ۸ و ۳۲ کانال را دارا می‌باشد.

با بررسی کارهای اشاره شده و تعداد زیادی از سایر مطالعات انجام شده مشاهده می‌شود که هیچ بازه قطعی و مشخصی برای تشخیص سیگنال هدف از غیرهدف ارائه نشده است. شکل ۱- (ب) میزان تکرار محدوده‌های به کار گرفته شده برای تشخیص سیگنال هدف در مطالعات پیشین را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده

مطالعه فعالیت‌های شناختی مغز یکی از زمینه‌های تحقیقاتی به‌روز در بسیاری از شاخه‌های علوم مرتبط با مغز است. با توجه به رابطه تنگاتنگی که بین بروز مؤلفه P300 و فعالیت‌های شناختی مغز وجود دارد، از این مؤلفه در تحقیقاتی که مرتبط با فعالیت‌های شناختی مغز است استفاده می‌شود [۱]. همچنین، با توجه به پایداری این مؤلفه در افراد معلول جسمی و یا ذهنی، مطالعه گسترده‌ای در زمینه سیستم‌های رابط بین انسان و رایانه (BCI) بر پایه این مؤلفه صورت گرفته است.

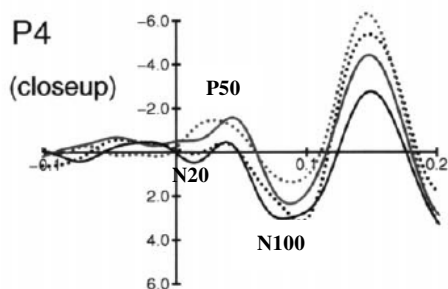
P300 از جمله مؤلفه‌های شناخته شده پتانسیل‌های وابسته به رخداد (ERP<sup>۲</sup>) است. این مؤلفه که سیگنال هدف را تشکیل می‌دهد در نتیجه پاسخ مغز به حضور یک تحریک غیرمعمول در بین چندین تحریک معمول ظاهر می‌شود. در حال حاضر، روش‌های موجود برای استخراج ویژگی زمانی صرفاً از خود موج P300 و یا برخی مؤلفه‌های دیگر پتانسیل برانگیخته بینایی (VEP<sup>۳</sup>) استفاده می‌کنند. انتخاب نقطه شروع و طول بازه می‌تواند بر میزان تشخیص سیگنال هدف و نتیجه طبقه‌بند تأثیر بگذارد. از طرفی، طول پنجره یا نقطه شروع نامناسب ممکن است باعث حذف داده‌های مفید و یا افزایش حجم محاسبات گردد.

P300 یک مؤلفه فرکانس پایین با پلاریته مثبت و دامنه حدود ۱۰ تا ۱۵ میکروولت است. در تحریک شنوایی، این مؤلفه حدود ۳۰۰ میلی‌ثانیه بعد از اعمال تحریک ظاهر می‌شود که علت انتخاب نام P300 قطبیت مثبت و میزان تأخیر است. در سایر تحریک‌ها مانند بینایی، این مؤلفه با تأخیر بیشتر یا کمتر رخ می‌دهد [۱]. شکل ۱- (الف) یک نمونه پتانسیل برانگیخته بینایی و مؤلفه‌های آن را نمایش می‌دهد که در ایجاد سیگنال هدف مؤلفه‌های مختلف این سیگنال تأثیر دارند.

Neng Xu و همکارانش در سال ۲۰۰۴ با مطالعه بر روی داده گان P300 مسابقات BCI2003 و استفاده از روش ICA، محدوده تأخیر را با میانگین نتایج داده‌گان آموزش بین ۲۵۰ تا ۵۰۰ میلی‌ثانیه تخمین زدند [۲]. Savairs و همکارانش در سال ۲۰۰۹ با انجام تحقیق بر روی داده گان مسابقات BCI 2005، از تبدیل موجک گسسته برای استخراج ویژگی‌های سیگنال مغزی (EEG<sup>۴</sup>) استفاده کردند. آن‌ها بازه زمانی صفر تا ۸۰۰ میلی‌ثانیه را برای تشخیص مؤلفه P300 مورد آنالیز قرار دادند [۳]. Chaurasiya و همکارانش در سال ۲۰۱۵ روشی برای آنالیز داده EEG در سیستم مبتنی بر P300 با استفاده از طبقه‌بند SVM با دقت و سرعت بالا ارائه کردند [۴]. در این تحقیق بازه صفر تا ۶۰۰ میلی‌ثانیه پس از تحریک جهت استخراج مؤلفه P300 مورد بررسی قرار گرفت. بازه فوق به‌عنوان پنجره‌ای مناسب و به‌اندازه کافی بزرگ، جهت رسیدن به نتیجه مطلوب پیشنهاد شده است. Jessica Lu و همکارانش در سال ۲۰۱۳ اثرات چهار پارامتر ایجاد تحریک (زمان تحریک، فاصله تحریک،

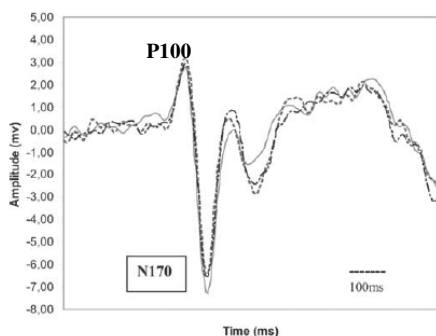
در این ساختار، ابتدا داده گان بعد از فراخوانی پیش پردازش می شوند. سپس، تقسیم بندی سیگنال پتانسیل برانگیخته بینایی به محدوده های زمانی مؤلفه های منطبق بر مطالعات پیشین انجام می شود. در مرحله بعد، هر بازه به تنهایی و همچنین ترکیبات مختلف بازه ها به طبقه بند SWLDA داده شده و نتایج طبقه بندی با دو معیار F-Score و PCC استخراج می شود. جهت مقایسه، طبقه بندی با کل بازه سیگنال نیز مدنظر قرار گرفته است.

تقسیم بندی زمانی ERP به مؤلفه های مختلف تشکیل دهنده همواره در تحقیقات مختلف مورد توجه بوده است. Herrmann و همکارانش، سیگنال ERP را در فرکانس های بالاتر از ۳۰ هرتز که محدوده امواج مغزی گاما است و با فعالیت های بسیار شدید فکری و بدنی، تمرکزهای طولانی و حل معادلات پیچیده مرتبط است بررسی کردند [۷]. آن ها محدوده ۳۰-۶۰ میلی ثانیه را با مؤلفه N20، محدوده ۷۰-۱۱۰ میلی ثانیه را با مؤلفه P50 و محدوده ۱۳۰-۱۸۰ میلی ثانیه را با مؤلفه N100 مرتبط نمودند. شکل ۳ نمودار زمانی این تقسیم بندی را نمایش می دهد.



شکل ۳: مؤلفه های P50، N20 و N100 در پتانسیل برانگیخته بینایی [۷]

Campanella و همکاران مؤلفه های بینایی اولیه در بیماران مبتلا به اسکیزوفرنی مزمن متجر به اختلال را بررسی کردند [۸]. در این مقاله بازه ۹۰-۱۴۰ میلی ثانیه مربوط به مؤلفه P100 و محدوده ۱۶۰-۲۳۰ میلی ثانیه مربوط به مؤلفه N170 معرفی شده است. شکل ۴ نمودار زمانی این تقسیم بندی را نمایش می دهد.

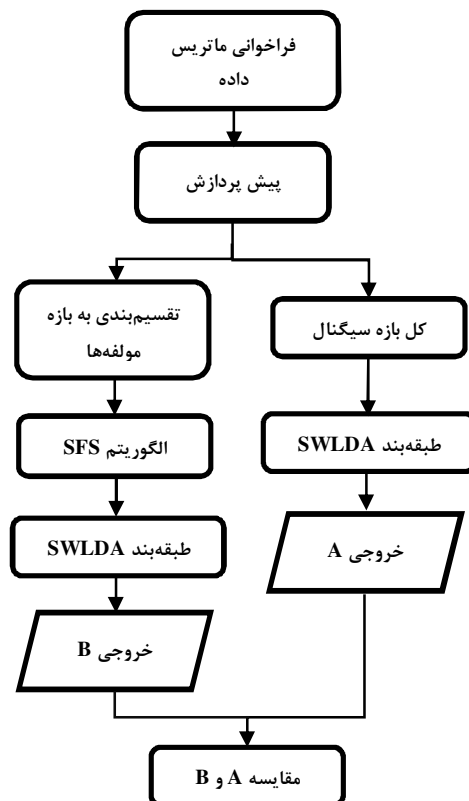


شکل ۴: مؤلفه های P100 و N170 در پتانسیل برانگیخته بینایی [۸]

می شود محدوده زمانی صفر تا ۷۰۰ میلی ثانیه پرکاربردترین محدوده با بیشترین فراوانی در مقالات پیشین است. هدف از این مقاله تعیین میزان تأثیر مؤلفه های مختلف پتانسیل برانگیخته در ایجاد سیگنال هدف و نیز تعیین بازه زمانی مناسب برای تشخیص آن است. بزرگی و یا کوچکی این بازه باعث افزایش و کاهش پیچیدگی و حجم محاسبات می شود. در بازه های زمانی کوتاه ممکن است بخشی از داده هایی که اطلاعات بامعنی دارند از بین بروند و کارایی سیستم کاهش یابد. بنابراین، مشخص کردن یک بازه مطلوب برای تشخیص سیگنال هدف از غیرهدف نه تنها می تواند کارایی سیستم را افزایش دهد بلکه باعث کاهش حجم محاسباتی سیستم می شود. برای رسیدن به این هدف، بازه های زمانی مرتبط با مؤلفه های مختلف پتانسیل برانگیخته بینایی که در مطالعات فیزیولوژی مورد بررسی قرار گرفته اند را استخراج کرده و مورد بحث و مطالعه قرار دادیم. در بخش دوم مقاله نحوه بازه بندی سیگنال، پیش پردازش و طبقه بندی شرح داده خواهد شد. بخش سوم به بیان نتایج حاصل و تحلیل آن ها می پردازد. در بخش چهارم نیز جمع بندی مطالب و نتیجه گیری انجام خواهد شد.

## ۲- مواد و روش ها

چهارچوب روش پیشنهادی جهت تعیین محدوده زمانی مناسب برای تشخیص سیگنال هدف و مؤلفه های تأثیرگذار در ایجاد آن در شکل ۲ آمده است.



شکل ۲: چهارچوب روش پیشنهادی در تعیین بازه مناسب جهت تشخیص سیگنال هدف

می‌کنیم. همچنین، هم‌پوشانی بین بازه‌ها حذف شده و هر بازه تنها به یک مؤلفه اختصاص داده می‌شود.

### ۲-۱- انتخاب بازه بهینه به روش پیش‌روترتیبی (SFS)

در این مقاله، ابتدا سیگنال‌های EEG ثبت شده به قطعات یک ثانیه ای تقسیم شده و سپس هر قطعه بر اساس مؤلفه‌های پتانسیل برانگیخته بینایی به بازه‌های زمانی کوچک‌تر تفکیک شدند. هدف، یافتن ترکیب بهینه بازه‌ها جهت بالا بردن دقت تشخیص سیگنال هدف در مقایسه با به‌کارگیری کل سیگنال است. یافتن این ترکیب بهینه بازه‌ها، در واقع کاهش به‌کارگیری براساس اطلاعات فیزیولوژیکی سیگنال است.

یکی از روش‌هایی که می‌توان برای پیدا کردن محدوده مناسب به‌کار برد استفاده از انتخاب بازه به صورت پیش‌روترتیبی است. در این رویکرد، ابتدا الگوریتم SFS بر روی بازه‌های تفکیک شده اعمال شده و بازه برنده انتخاب می‌شود. بدین صورت که سیگنال با استفاده از جدول شماره ۱ بازه‌بندی شده و پردازش بر روی هر یک از بازه‌ها انجام می‌شود تا بتوان از بین ۹ بازه، یکی را به‌عنوان بازه برنده انتخاب کرد. در مرحله بعد، تمام بازه‌های باقی‌مانده یک‌به‌یک به بازه برنده مرحله قبل اضافه شده و براساس نتیجه طبقه‌بندی بهترین ترکیب دو تایی انتخاب می‌شود. در این مرحله عملکرد خروجی با عملکرد خروجی مرحله قبل مقایسه می‌شود تا در صورت بهتر شدن روند ادامه یابد. این فرآیند تا جایی ادامه می‌یابد که تمامی بازه‌ها، به ترتیب اهمیت، به مجموعه برنده اضافه شوند و دارای عملکرد بهتری باشند (مطابق شکل ۶). در هر تکرار الگوریتم، بازه‌ای که اضافه شدن آن بیشترین افزایش در عملکرد خروجی را دارد به مجموعه اضافه می‌گردد و در پایان یک رتبه‌بندی حاصل می‌شود. ساختار گام‌به‌گام این روش در شکل ۷ نمایش داده شده است [۱۱].

Standard SFS			
1st	2nd	3rd	n-th
$F_1$	$F_2, F_1$	$F_2, F_3, F_1$	
$F_2$	$F_2, F_3$	$\vdots$	...
$F_3$	$\vdots$	$F_2, F_3, F_n$	
$\vdots$	$\vdots$		
$F_n$			

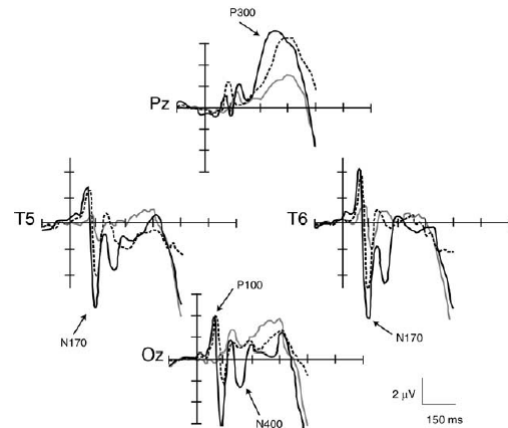
شکل ۶: روند انجام الگوریتم SFS

### ۲-۲- معرفی داده‌گان استفاده‌شده

به‌منظور ارزیابی روش پیشنهادی، از دو دسته داده مربوط به BCI استفاده کردیم. داده گان اول که مربوط به مسابقات BCI2005 است

Hong و همکاران در مطالعه‌ای در حوزه BCI آشکارسازی مؤلفه N200 را مدنظر قرار دادند [۹]. نتایج نشان داد که مؤلفه N200 در محدوده زمانی ۱۴۵-۱۶۰ میلی ثانیه پس از تحریک و مؤلفه P300 در محدوده زمانی ۲۵۰-۵۵۰ میلی ثانیه پس از تحریک آشکار می‌شود.

Duncan و همکاران استفاده از ERP در تحقیقات بالینی، روانشناسی و تشخیص اختلالات عصبی را توسعه دادند [۱۰]. آن‌ها مطابق با شکل ۵ محدوده ۳۰۰-۷۰۰ میلی‌ثانیه را مربوط به مؤلفه N400 معرفی کردند.



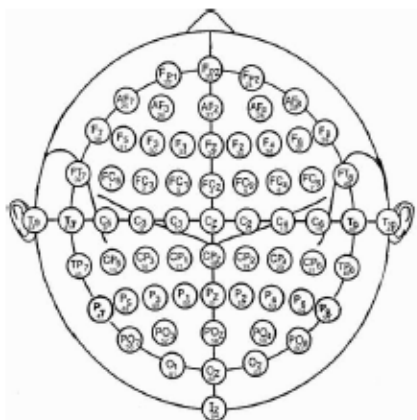
شکل ۵: مؤلفه‌های P300، N170، P100، N400 در پتانسیل برانگیخته بینایی در حالات عاطفی شادی، ناراحتی و ترس [۱۰]

ما با توجه به مطالعات فیزیولوژیکی و مقالات پیشین، بازه‌های زمانی مربوط به مؤلفه‌های مختلف پتانسیل برانگیخته بینایی را مطابق با جدول ۱ استخراج نمودیم.

جدول ۱: نحوه بازه‌بندی سیگنال ERP		
شماره بازه	محدوده زمانی (میلی ثانیه)	مؤلفه مربوط به هر بازه
۱	۰-۳۰	---
۲	۳۰-۷۰	N20
۳	۷۰-۱۰۰	P50
۴	۱۰۰-۱۳۰	P100
۵	۱۳۰-۱۶۰	N100
۶	۱۶۰-۲۵۰	N170
۷	۲۵۰-۵۵۰	P300
۸	۵۵۰-۷۰۰	N400
۹	۷۰۰-۱۰۰۰	---

اگرچه با توجه به مقالات فیزیولوژیکی بازه ۳۰ تا ۷۰۰ میلی ثانیه بعد از هر تحریک دارای اهمیت است، ما برای پوشش‌دهی کامل ۱ ثانیه‌ای بعد از تحریک بازه صفر تا ۳۰ میلی‌ثانیه در ابتدا و ۷۰۰ تا ۱۰۰۰ میلی‌ثانیه در انتها را نیز به محدوده‌های مورد بررسی اضافه

روشن شده باشند. بدین ترتیب، برای یک آزمون ۱۲ تحریک رخ می دهد که در آن، یک سطر و یک ستون مرتبط با کاراکتر هدف که حاوی مؤلفه P300 است و ۱۰ سطر و ستون دیگر مرتبط با کاراکترهای غیرهدف هستند که فاقد مؤلفه P300 هستند. این آزمون ها برای هر کاراکتر ۱۵ مرتبه تکرار شده و لذا برای هر کاراکتر ۳۰ سیگنال حاوی P300 و ۱۵۰ سیگنال فاقد آن موجود است. در این داده گان تعداد داده آموزش شامل ۸۵ کاراکتر با ۱۵ بار تکرار است که در مجموع شامل  $85 \times 30$  سیگنال حاوی P300 و  $150 \times 85$  سیگنال فاقد P300 است. داده آزمایش هم شامل ۱۰۰ کاراکتر بدون برچسب با ۱۵ بار تکرار است.



شکل ۸: مکان الکترودها در داده گان BCI2005

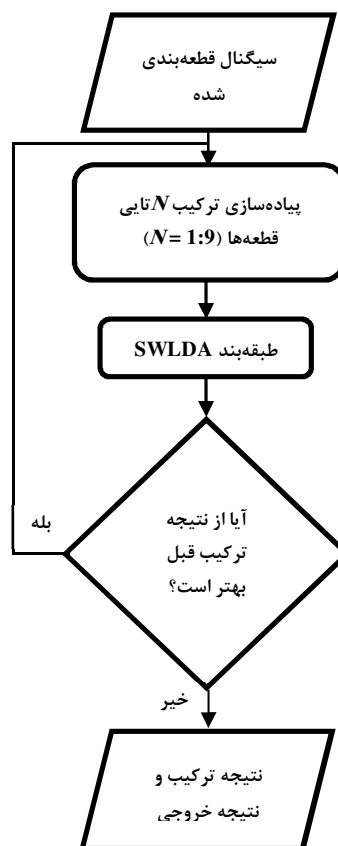


شکل ۹: ماتریس تحریک برای ثبت داده گان

### ۲-۲-۲- داده گان دوم

هافمن و همکارانش با استفاده از ۳۲ الکترودها مطابق با شکل ۱۰ سیگنال های مغزی ۸ شخص را با فرکانس نمونه برداری ۲۰۴۸ هرتز ثبت کردند [۱۳]. ۶ تصویر شکل ۱۱ شامل تلویزیون، تلفن، لامپ، در، پنجره و رادیو به صورت تصادفی در صفحه لپ تاپ برای ۴ فرد ناتوان و ۴ فرد سالم نمایش داده شد. افراد ناتوان قادر به برقراری ارتباط بوده و همچنین توانایی کنترل ماهیچه را داشتند. زمانی که

و داده گان دوم که توسط آقای هافمن و همکاران ثبت شده است. در ادامه پروتکل هر داده به طور خلاصه توضیح داده شده است.



شکل ۷: چهارچوب روش پیشنهادی در انتخاب ترکیب بهینه بازه ها

### ۲-۲-۱- داده گان اول

مجموعه داده فوق توسط گروه Wadsworth ثبت و در چهارچوب مسابقات BCI2005 در اختیار عموم قرار گرفته است [۱۲]. این مجموعه داده شامل سیگنال های ثبت شده از دو فرد A و B است که به دو دسته دارای مؤلفه P300 و فاقد مؤلفه P300 تفکیک شده اند. ثبت سیگنال به صورت ۶۴ الکترودی با استاندارد ۱۰-۲۰ (مطابق با شکل ۸) با نرخ نمونه برداری ۲۴۰ هرتز صورت گرفته است.

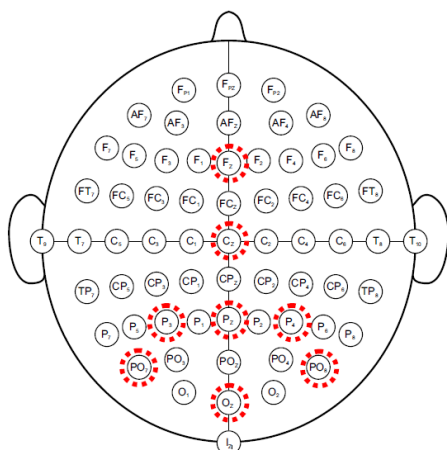
در این آزمایش یک جدول با ابعاد  $6 \times 6$  حاوی ۳۶ کاراکتر در مقابل شرکت کننده قرار می گیرد. یک کلمه (به تفکیک کاراکترهایش) به عنوان هدف توسط آزمایشگر تعیین شده است که در بالای جدول نمایش داده می شود. ماتریس فوق در شکل ۹ نمایش داده شده است. در ابتدا، تمام حروف به رنگ خاکستری در یک پس زمینه سیاه نمایان می شوند. سپس، به طور تصادفی یک سطر یا ستون روشن شده و به رنگ سفید درمی آید. این سطر یا ستون به مدت ۱۰۰ میلی ثانیه در وضعیت روشن باقی می ماند و سپس ۷۵ میلی ثانیه تمام سطر و ستون ها خاموش می مانند تا آنکه سطر یا ستون بعدی به طور تصادفی روشن شود، به نحوی که قبل از روشن شدن سطر یا ستون تکراری تمام سطرها و ستون ها یک بار

از آنجاکه EEG زمینه به‌عنوان نویز در داده‌گان حاوی P300 عمل می‌کند، لذا طبق دستورالعمل م سابقه BCI2005 از ۱۵ بار میانگین داده‌گان استفاده شد. لازم به ذکر است که میانگین از سیگنال‌های مرتبط با یک کاراکتر و یک نوع تحریک (سطری یا ستونی) گرفته می‌شود.

در داده‌گان هافمن فواصل بین تحریک‌ها طولانی‌تر از داده‌گان BCI2005 است (۴۰۰ میلی‌ثانیه در مقایسه با ۱۷۵ میلی‌ثانیه). به علاوه اینکه تعداد شکل‌ها ۶ عدد است که در مقایسه با داده‌گان اول که ۳۶ کاراکتر است بسیار کمتر است. همین عامل سبب شده مؤلفه P300 و به تبعیت از آن سیگنال هدف در داده‌گان هافمن بسیار قوی‌تر باشد. از این‌رو ما در داده‌گان هافمن از ۳ بار میانگین‌گیری برای تحلیل نتایج استفاده کردیم در حالیکه، در مجموعه داده اول از ۱۵ بار میانگین‌گیری جهت پیاده‌سازی روش پیشنهادی استفاده شده است.

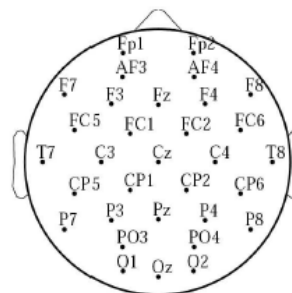
پلک زدن، حرکت چشم، فعالیت عضلات، یا حرکت فرد باعث دامنه‌های بالا در سیگنال EEG می‌شود و برای کاهش تأثیرات این فعالیت‌ها، داده هر کانال را می‌بایست در محدوده مشخصی محدود کرد. در این مقاله به استناد [۱۴] محدوده مجاز دهمین صده و نودمین صده در نظر گرفته شده است. به عبارتی، مقدار دامنه‌هایی که در زیر دهمین صده و بالای نودمین صده است با آن‌ها جایگزین می‌شود. دامنه سیگنال هر یک از کانال‌ها نیز به بازه (۱ تا -۱) نرمالیزه می‌شوند.

از آنجائیکه در این مقاله تنها انتخاب بازه زمانی مناسب مدنظر است، از هشت کانال AF<sub>z</sub>، F<sub>z</sub>، Cz، P<sub>z</sub>، P<sub>4</sub>، P<sub>3</sub>، PO<sub>7</sub>، PO<sub>8</sub> و Oz استفاده کردیم که همواره در ارزیابی‌های صورت گرفته در مقالات به‌عنوان کانال‌های مناسب معرفی می‌گردند [۱۵]. موقعیت این کانال‌ها در شکل ۱۲ نمایش داده شده است.

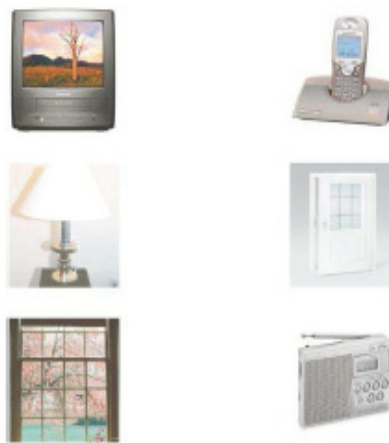


شکل ۱۲: کانال‌های بررسی شده در این مقاله [۱۵]

تصویر هدف روشن می‌شود پتانسیل برانگیخته شامل P300 در EEG فرد تولید می‌شود. داده‌های هر شخص دارای ۴ قسمت است که هر کدام دارای ۶ اجزاست. در هر قسمت ۲۰ تا ۲۵ آزمون انجام شده است که به‌طور میانگین ۲۲/۵ آزمایش وجود دارد. در آزمایش هر شخص ۵۴۰ هدف (۲۲/۵ = ۵۴۰) آزمایش ۱× هدف ۶× اجرا ۴× قسمت) و ۲۷۰۰ غیر هدف (۲۲/۵ = ۲۷۰۰) آزمایش ۵× هدف ۶× اجرا ۴× قسمت) وجود دارد.



شکل ۱۰: مکان الکترودها در داده‌گان هافمن



شکل ۱۱: شش تصویر مورد استفاده در داده‌گان هافمن

### ۲-۳- پیش‌پردازش‌های انجام شده

به‌منظور آماده‌سازی سیگنال یک سری پردازش‌های اولیه باید روی سیگنال‌ها اعمال شود که در ادامه به آن‌ها اشاره می‌شود [۱۴]. به دلیل وجود نویزهای فراوان در سیگنال EEG، تشخیص مؤلفه‌های ERP بسیار سخت است. عمده انرژی مؤلفه P300 در فرکانس‌های پایین متمرکز است، و لذا فرکانس‌های پایین سیگنال حاوی بیشترین اطلاعات مرتبط با P300 است. به‌منظور حذف اطلاعات فرکانس بالا و همچنین حذف DC، سیگنال‌های هر کانال مجموعه داده اول از فیلتر میان‌گذر ۰/۵-۳۰ هرتز باترورت مرتبه ۶ و سیگنال‌های هر کانال مجموعه داده دوم از فیلتر ۱-۱۲ هرتز باترورت مرتبه ۳ عبور داده می‌شوند. همچنین جهت کاهش تعداد نمونه‌ها، نرخ نمونه‌برداری داده‌گان BCI2005 با ۶۰ هرتز و داده‌گان هافمن با ۶۴ هرتز کاهش داده شده است.

#### ۲-۴- طبقه‌بندی و معیارهای ارزیابی

قسمت مهم در هر مسأله شناسایی الگو، تفکیک مجموعه‌ای از نمونه‌ها به دو یا چند کلاس مختلف است. در اینجا تفکیک سیگنال‌ها به دو گروه حاوی سیگنال هدف و فاقد آن مدنظر است. بدین‌منظور در این مقاله از طبقه‌بند SWLDA استفاده شده است. این طبقه‌بند در واقع همان LDA است که قبل از انجام عملیات طبقه‌بندی از یک روش پیش‌رو-پس‌رو برای انتخاب ویژگی استفاده می‌کند. در شروع هیچ ویژگی برای مدل در نظر گرفته نمی‌شود و ویژگی‌ای که معیار ورود به سیستم که مقدار  $P\text{-Value} < 0.1$  است را برآورده کند، به مدل اضافه می‌شود. پس از اضافه شدن هر ورودی جدید به مدل، یک‌روند بازگشتی گام به گام پس‌رو برای حذف ویژگی‌هایی که کمترین اهمیت با مقادیر  $P\text{-Value} > 0.15$  را دارند، به کار می‌رود. این روند تا زمانی که مدل شامل تعداد ویژگی‌های از پیش تعیین شده بشود، یا تا زمانی که هیچ ویژگی اضافی نمانده باشد که معیار خروج / ورود را برآورده کند، ادامه می‌یابد [۱۶].

در داده‌گان BCI2005 برای هر کاراکتر موردنظر ۱۲ بارسطر و ستون‌های ماتریس روشن می‌شود که ۲ بار آن سیگنال هدف و ۱۰ بار آن سیگنال غیرهدف است. به عبارتی، ویژگی این داده‌گان نامتوازن بودن آن است که شرایط خاصی را برای ارزیابی نتایج می‌طلبد.

استفاده از معیارهای PCC و F-Score در داده‌گان نامتوازن توصیه شده است [۱۷]. معیارهای فوق به صورت زیر تعریف می‌شوند:

$$PCC = \frac{TP}{TP + FN} \quad (1)$$

و

$$F\text{-Score} = \frac{2TP}{2TP + FN + FP} \quad (2)$$

که  $TP^a$  مقدار مثبت صحیح،  $FN^{b1}$  مقدار منفی کاذب و  $FP^{b1}$  مقدار مثبت کاذب را بیان می‌کند.

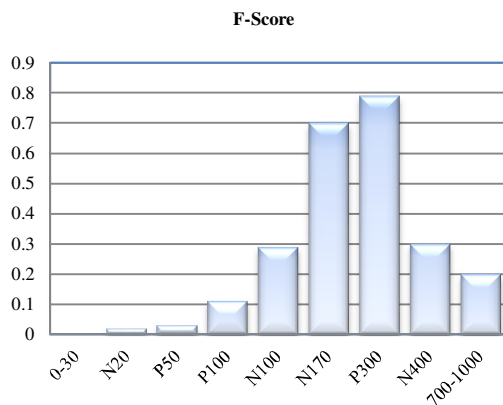
برای هر یک از ۸ کانال انتخابی، ابتدا داده BCI2005 به قطعات ۷۰۰ میلی‌ثانیه و داده هافمن به قطعات ۱ ثانیه‌ای تقسیم و سپس هر قطعه به بازه‌های زمانی مشخص شده در جدول ۱ تفکیک شدند. بازه‌ها طبق روش پیشنهادی به طبقه‌بند SWLDA داده شده و نتایج با استفاده از دو معیار F-Score و PCC مقایسه می‌شوند.

#### ۳- پیاده‌سازی و تحلیل نتایج

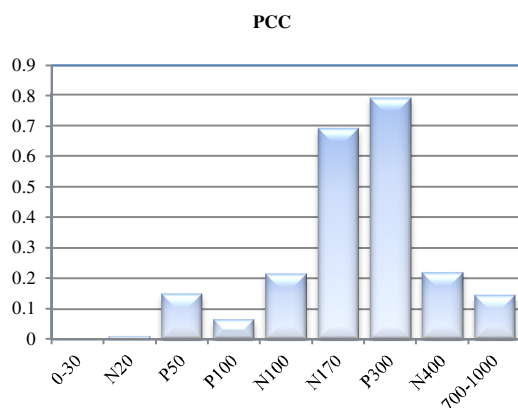
##### ۳-۱- نتایج داده‌گان اول

به منظور بررسی میزان تأثیر هر مؤلفه مشخص شده در جدول ۱ بر تشخیص سیگنال هدف، نتایج با استفاده از دو معیار F-Score و PCC در شکل ۱۳ و ۱۴ نمایش داده شده است. با توجه به تحقیقات پیشین که برای تشخیص هدف از غیرهدف از بازه زمانی کلی

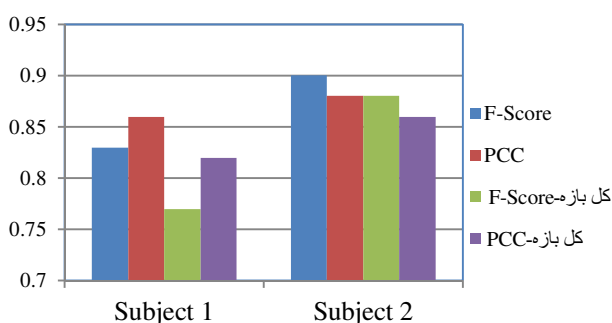
استفاده کرده‌اند، بیشترین بازه مورد استفاده محدوده صفر تا ۷۰۰ میلی‌ثانیه است. در ادامه، علاوه بر بررسی بازه‌های استخراج شده از مقالات فیزیولوژی، بازه کلی صفر تا ۷۰۰ میلی‌ثانیه را نیز بررسی کردیم و نتایج را مطابق با شکل ۱۵ با یکدیگر مقایسه کردیم.



شکل ۱۳: ارزیابی هر مؤلفه ERP با استفاده از معیار F-Score



شکل ۱۴: ارزیابی هر مؤلفه ERP با استفاده از معیار PCC



شکل ۱۵: مقایسه نتایج معیارهای F-Score و PCC بازه انتخابی با بازه کلی (۷۰۰-۰ میلی‌ثانیه)

در ادامه ترکیبات دو تایی، سه تایی تا N تایی بازه‌ها جهت یافتن بهترین ترکیب با بیشترین دقت خروجی به طبقه‌بند اعمال شد. اضافه کردن بازه جدید به ترکیب بازه‌های قبل تا آنجا که منجر به

ابتدا هر معیار را برای هر یک از بازه‌ها محاسبه می‌کنیم و سپس، ترکیبات دوتایی، سه‌تایی تا  $N$  تایی آن رابه طبقه‌بند می‌دهیم. این مراحل تا زمانی که نتیجه عملکرد کاهش پیدا نکند ادامه می‌یابد و در نهایت بازه‌های برنده انتخاب می‌شود. در شکل‌های ۱۶ و ۱۷ بازه برنده و میزان تأثیر مؤلفه‌های دیگر با استفاده از هر دو معیار مشخص شده است.

جدول ۳: بازه‌های برنده در ترکیب بازه‌ها با استفاده از معیار F-Score

Subject	بهترین ترکیب بازه‌ها	بهترین ترکیب مؤلفه‌ها
S1	۷-۹-۲-۸-۶	P300-N20-N400-N170
S2	۸-۷-۶-۴	N400-P300-N170-P100
S3	۶-۷-۸-۵	N170-P300-N400-N100
S4	۷-۴-۱-۵-۳-۸	P300-P100-N100-P50-N400
S5	۷-۱-۴-۲-۹-۸	P300-P100-N20-N400
S6	۷-۶-۸-۵-۹	P300-N170-N400-N100
S7	۷-۸-۶-۱	P300-N400-N170-
S8	۷-۶-۹-۸	P300-N170-N400

جدول ۴: بازه‌های برنده در ترکیب بازه‌ها با استفاده از معیار PCC

Subject	بهترین ترکیب بازه‌ها	بهترین ترکیب مؤلفه‌ها
S1	۷-۹-۲-۸-۶	P300-N20-N400-N170
S2	۷-۸-۶-۴	P300-N400-N170-P100
S3	۶-۷-۸-۴	N170-P300-N400-P100
S4	۷-۴-۱-۵-۳-۸	P300-P100-N100-P50-N400
S5	۷-۹-۱-۸	P300-N400
S6	۷-۶-۵	P300-N170-N100
S7	۷-۸-۱	P300-N400
S8	۷-۶-۹	P300-N170

در ادامه و بر طبق مقاله آقای هافمن، کل محدوده ۱ ثانیه بعد از هر تحریک را نیز جهت تشخیص سیگنال هدف مورد بررسی قرار دادیم. نتایج به‌دست آمده از طبقه‌بندی با بازه کلی به‌همراه نتایج روش پیشنهادی با کمک دو معیار F-Score و PCC در شکل ۱۸ و ۱۹ نشان داده شده است.

جدول ۳: نتایج بهترین ترکیب بازه‌ها و کل بازه با سه طبقه‌بند مختلف برای شخص ۱ (S1) و شخص ۲ (S2) با معیار F-Score

معیار ارزیابی	افراد	طبقه‌بند SWLDA		طبقه‌بند بیزین		طبقه‌بند KNN	
		بازه انتخابی	کل بازه	بازه انتخابی	کل بازه	بازه انتخابی	کل بازه
F-Score	S1	۰/۸۳	۰/۷۸	۰/۸۶	۰/۸۲	۰/۷۵	۰/۷۱
	S2	۰/۹	۰/۸۸	۰/۹۴	۰/۹۱	۰/۸۱	۰/۷۷

کاهش عملکرد نشود ادامه می‌یابد. در ارزیابی نتایج حاصله با معیار F-Score، ترکیب بازه‌های ۶ و ۷ مربوط به مؤلفه‌های N170 و P300 به‌عنوان مناسب‌ترین بازه برای شخص ۱ و ترکیب بازه‌های ۲-۶-۷ مربوط به مؤلفه N20، N170 و P300 به‌عنوان مناسب‌ترین بازه برای شخص ۲ انتخاب شده است. با به‌کارگیری معیار PCC، ترکیب بازه‌های ۳-۶-۷ مربوط به مؤلفه‌های P50، N170 و P300 به‌عنوان بهترین ترکیب برای شخص ۱ و ترکیب بازه‌های ۴-۶-۷-۹ مربوط به مؤلفه‌های P100، N170 و P300 به‌عنوان بهترین ترکیب برای شخص ۲ انتخاب گردید. نتایج در جدول ۲ نمایش داده شده است.

جدول ۲: نتایج بهترین ترکیب بازه‌ها برای شخص ۱ (S1) و شخص ۲ (S2) با دو معیار F-Score و PCC

معیار ارزیابی	بهترین ترکیب مؤلفه‌ها	بهترین ترکیب بازه‌ها	
F-Score	S1	۷-۶	P300-N170
	S2	۷-۶-۲	P300-N170-N20
PCC	S1	۷-۶-۳	P300-N170-P50
	S2	۹-۷-۶-۴	P300-N170-P100

جهت تأیید روش پیشنهادی در انتخاب بهترین ترکیب بازه‌ها، میزان F-Score را در دو حالت بازه‌های انتخابی و کل بازه ۷۰۰ میلی‌ثانیه با دو طبقه‌بند بیزین و KNN نیز محاسبه کردیم [۱۸]. نتایج در جدول ۳ نشان می‌دهند که میزان F-Score به‌ازای هر سه طبقه‌بند، بین ۲ تا ۵ درصد بهبود یافته است.

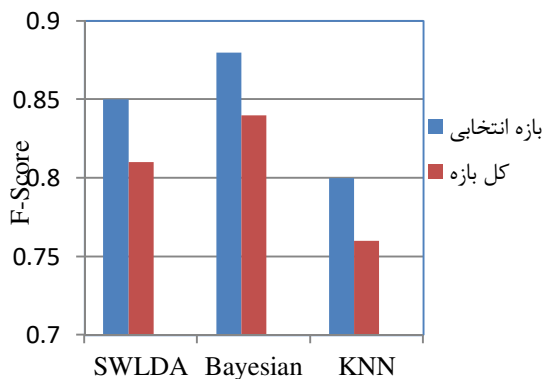
### ۳-۲- نتایج داده‌گان دوم

با توجه به مقاله آقای هافمن که ۱ ثانیه بعد از هر تحریک را در نظر گرفته است، ما نیز داده‌گان را به قطعات ۱ ثانیه‌ای تقسیم کردیم و بازه‌های زمانی جدول ۱ را از قطعات فوق استخراج نمودیم. نتایج طبقه‌بندی با دو معیار F-Score و PCC و مقایسه با نتایج قبلی خود و نتایج مقاله هافمن در ادامه آمده است.

جدول ۴ و ۵ به‌ترتیب بیان‌گر نتایج نهایی بازه‌های برنده با استفاده از معیار ارزیابی F-Score و PCC بر روی ۸ شخص است.



معیار F-Score بر روی هشت شخص در شکل ۲۰ نمایش داده شده است. در اینجا نیز بهبود ۴ درصدی نتایج مشاهده می‌شود.



شکل ۲۰: میانگین نتایج بر روی هشت شخص به ازای بهترین ترکیب بازه‌ها و کل بازه با سه طبقه‌بند مختلف و معیار F-Score

#### ۴- تحلیل و نتیجه‌گیری

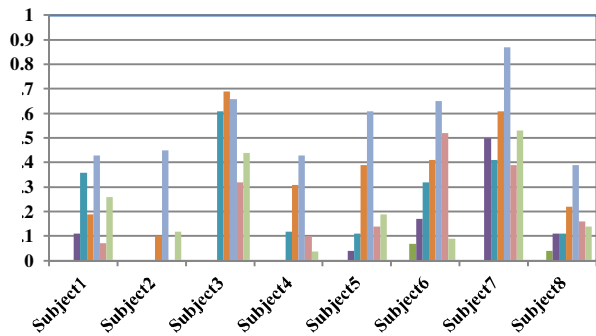
روش‌های موجود برای استخراج ویژگی زمانی صرفاً از خود موج P300 و با برخی مؤلفه‌های دیگر پتانسیل برانگیخته بینایی استفاده می‌کنند. با توجه به نتایج ما انتخاب طول و نقطه شروع بازه می‌تواند بر نتیجه طبقه‌بند جهت تشخیص سیگنال هدف تأثیر بگذارد.

روش پیشنهادی این مقاله بر روی دو دسته داده BCI2005 و هافمن شامل ۱۰ شخص پیاده‌سازی شده است. پس از استخراج محدوده زمانی مؤلفه‌ها مبتنی بر اطلاعات فیزیولوژی یک، مؤلفه‌ها هم به صورت مجزا و هم به صورت ترکیبی با به کارگیری الگوریتم SFS به طبقه‌بند داده شدند. پس از مقایسه خروجی‌ها با یکدیگر، ترکیب بهینه بازه‌ها برای هر شخص انتخاب شدند. با انتخاب مؤلفه‌های تأثیرگذار و حذف مؤلفه‌های اضافی، حجم داده‌ها کاهش یافته، سرعت پردازش بیشتر شده و از پیچیدگی محاسبات کاسته می‌شود.

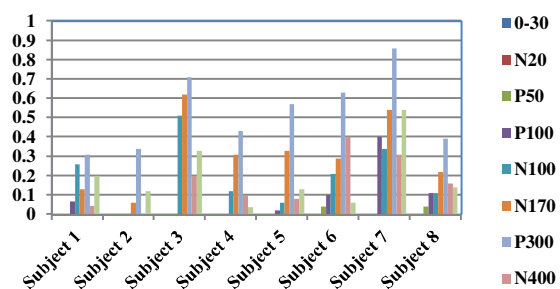
با دقت در جداول ۲، ۳ و ۴ می‌توان نتیجه گرفت که بازه‌های زمانی متناظر با مؤلفه‌های N400، N170 و P300 در تمام افراد به عنوان بهترین ترکیب انتخاب شده‌اند و بیشترین تأثیر بر روی نتایج را دارند. همچنین بر روی نمودارهای میله‌ای نشان می‌دهد که نتایج تشخیص سیگنال هدف با به کارگیری بازه کلی ۷۰۰ میلی ثانیه در داده اول و ۱۰۰۰ میلی ثانیه در داده دوم نسبت به بازه‌های منتخب با روش پیشنهادی افت می‌کند. به عبارتی، با کاهش بازه‌ها به میزان مناسب و بهینه نتایج نهایی بهتری برای تشخیص سیگنال هدف خواهیم داشت.

#### مراجع

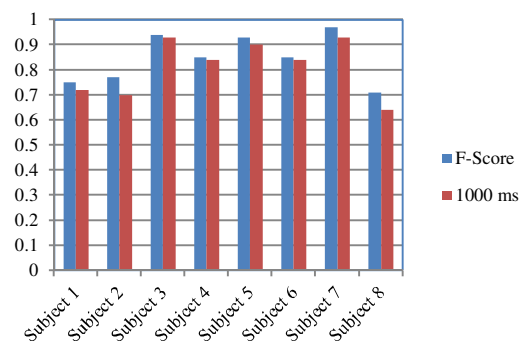
- [1] B. Perseh and A. R. Sharafat, "An efficient P300-based BCI using wavelet features and IBPSO-based channel selection," *Journal of Medical Signals and Sensors*, vol. 2, pp. 128-143, 2012.
- [2] N. Xu, X. Gao, B. Hong, X. Miao, Sh. Gao, and F. Yang, "BCI competition 2003-data set IIB: enhancing P300 wave detection using ICA-based subspace projections for BCI applications," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 6, pp. 1067-1072, 2004.



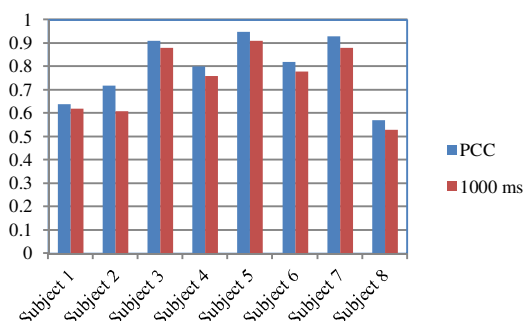
شکل ۱۶: نتایج تک تک بازه‌ها در داده دوم با استفاده از معیار F-Score



شکل ۱۷: نتایج تک تک بازه‌ها در داده دوم با استفاده از معیار PCC



شکل ۱۸: مقایسه نتایج بازه کلی با بازه برنده توسط معیار F-Score



شکل ۱۹: مقایسه نتایج بازه کلی با بازه برنده توسط معیار PCC

همچنین، طبقه‌بندی بازه انتخابی و بازه کلی با دو طبقه‌بند دیگر بیزین و KNN را مدنظر قرار دادیم. جهت ساده‌سازی، میانگین نتایج

- metaplasticity neural network,” Proceedings of the 36th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society, IECON 2010, pp. 2845–2850, 2010.
- [12] <http://www.bbc.de/competition/iii/>
- [13] <http://bci.epfl.ch/p300>
- [14] U. Hoffman, J. M. Vesin, T. Ebrahimi, and K. Diserens, “An efficient P300-based brain-computer interface for disabled subjects,” *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 167, no. 1, pp. 115-125, 2008.
- [15] D. J. Krusienski, E. W. Sellers, F. Cabestaing, S. Bayouth, D. J. Mcfarland, T. M. Vaughan, and J. R. Wolpaw, “A comparison of classification techniques for the P300 Speller,” *Journal of Neural Engineering*, vol. 3, no. 4, pp. 299-307, 2006.
- [16] G. D. Johnson and D. J. Krusienski, “Ensemble SWLDA classifiers for the P300 Speller,” *International conference on Human-Computer Interaction*, Springer 2009.
- [۱۷] شیما کاشف و حسین نظام‌آبادی‌پور، «یک روش ترکیبی برای یافتن زیرمجموعه ویژگی مؤثر در داده‌های چند برچسبی»، *مجله مهندسی برق دانشگاه تبریز*، دوره ۴۸، شماره ۳، صفحه ۱۳۲۷-۱۳۳۸، پاییز ۱۳۹۷.
- [۱۸] مرتضی جهان‌تیغ و مصطفی چرمی، «افزایش صحت طبقه‌بندی سیگنال‌های EEG تصور حرکتی با ترکیب منطقی طبقه‌بندها و با به‌کارگیری الگوریتم ژنتیک و درختان تصمیم کوچک»، *مجله مهندسی برق دانشگاه تبریز*، دوره ۴۷، شماره ۳، صفحه ۹۳۱-۹۳۸، پاییز ۱۳۹۶.
- [3] M. Salvaris and F. Sepulveda, “Wavelets and ensemble of FLDs for P300 classification,” the 4th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering, Turkey, 2009.
- [4] R. K. Chaurasiya, N. Londhe, and S. Ghosh, “An efficient P300 speller system for brain computer interface,” *Signal Processing, Computing and Control (ISPC)*, India, 2015.
- [5] L. Jessica, W. Speier, and X. Hu, “The effects of stimulus timing features on P300 speller performance,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 124, no. 2, pp. 306-314, 2013.
- [6] H. Cecotti, R. Phlypo, B. Rivet, M. Congedo, E. Maby, and J. Mattout, “Impact of the time segment analysis for P300 detection with spatial filtering,” 3rd International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies, Rome, 2010.
- [7] CS. Herrmann, A. Mecklinger, and E. Pfeifer, “Gamma responses and ERPs in a visual classification task,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 110, no. 4, pp. 639-642, 1999.
- [8] S. Campanella, C. Montedoro, E. Strel, P. Verbanck, and V. Rosier, “Early visual components (P100, N170) are disrupted in chronic schizophrenic patients: an event-related potentials study,” *Neurophysiol Clinique*, vol. 36, no. 2, pp. 71-78, 2006.
- [9] B. Hong, F. Guo, T. Liu, X. Gao, and S. Gao, “N200-speller using motion-onset visual response,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 120, no. 9, pp. 1658-1666, 2009.
- [10] C. C. Duncan, R. J. Barry, J. F. Connolly, C. Fischer, P. T. Michie, R. Naatanen, J. Polich, I. Reinvang, and C. Petten, “Event-related potentials in clinical research: Guidelines for eliciting, recording, and quantifying mismatch negativity, P300, and N400,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 120, no. 11, pp. 1883-1908, 2009.
- [11] A. Marcano-Cedeño, J. Quintanilla-Domínguez, M. Cortina-Januchs, and D. Andina, “Feature selection using sequential forward selection and classification applying artificial

### زیر نویس‌ها

<sup>7</sup>Sequential Forward Selection

<sup>8</sup>Unbalance

<sup>9</sup>True Positive

<sup>10</sup>False Negative

<sup>11</sup>False Positive

<sup>1</sup>Brain Computer Interface

<sup>2</sup>Event Related Potential

<sup>3</sup>Visual Evoked Potential

<sup>4</sup>Electroencephalogram

<sup>5</sup>Stepwise Linear Discriminant Analysis

<sup>6</sup>Percentage of Correct Classification