

## ارتباط سطح توجه ماندگار با پتانسیل‌های وابسته به رخداد مغزی

[

فرناز قاسمی\*

دانشجوی دکترای دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه  
صنعتی امیرکبیر

دکتر محمد حسن مرادی

دانشیار دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی  
امیرکبیر

دکتر مهدی تهرانی دوست

دانشیار گروه روان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

دکتر وحید ابوطالبی

استادیار دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه یزد

دکتر آناهیتا خرمی بنارکی

دانشجوی دکترای گروه علوم اعصاب شناختی پژوهشکده  
علوم شناختی

امین محمدیان

دانشجوی دکترای دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه

صنعتی امیرکبیر

\* نشانی تماس: تهران، خیابان حافظ، دانشگاه صنعتی امیرکبیر،

دانشکده مهندسی پزشکی.

Email: Ghassemi@aut.ac.ir

**هدف:** این پژوهش با هدف بررسی ارتباط میان سطح توجه ماندگار و پتانسیل‌های وابسته به رخداد با استفاده از ویژگی‌های شکلی انجام شد. **روش:** برای سنجش سطح توجه ماندگار *آزمون عملکرد پیوسته* مورد استفاده قرار گرفت. سیگنال به وسیله دستگاه ثبت ۳۲ کاناله والتر و کلاه الکتروود با ۱۹ کانال ثبت شد. برای استخراج پتانسیل‌های وابسته به رخداد، میانگین سیگنال‌های هر دسته از تحریکات که نسبت به وقوع تحریک از نظر زمانی قفل شده‌اند، محاسبه گردید. ۴۰۰ ویژگی شکلی پتانسیل‌های وابسته به رخداد در ۵۱ سوژه محاسبه و همبستگی پیرسون میان این ویژگی‌ها و نتایج *آزمون عملکرد پیوسته* بررسی شد. **یافته‌ها:** در تمامی سوژه‌ها قله P3 روی تحریک هدف (X) نسبت به غیر هدف به وضوح دیده شد. محاسبه همبستگی نشان داد که ۳۳ ویژگی از ویژگی‌های شکلی استخراج شده ارتباط معناداری با سطح توجه ماندگار دارند. **نتیجه‌گیری:** نتایج کیفی حاصل، براساس الگوی ادبال، با تحقیقات قبلی در مورد تولید مؤلفه P3 مطابقت داشت. بیشتر ویژگی‌های دارای ارتباط معنادار با نتیجه *آزمون عملکرد پیوسته*، مربوط به دامنه و روی پتانسیل‌های وابسته به رخداد نسبی بودند. در مجموع، نتایج بیانگر رابطه مناسب بین *آزمون عملکرد* و پارامترهایی از سیگنال مغزی در بسیاری از نواحی سر می‌باشد که از آن می‌توان برای ارزیابی سطح توجه ماندگار استفاده کرد.

**کلیدواژه‌ها:** *آزمون عملکرد پیوسته، پتانسیل وابسته به رخداد، توجه ماندگار، ویژگی‌های شکلی*

## Relations between Levels of Sustained Attention and Event-Related-Potentials

**Objective:** Since the direct measurement of attention via brain signals is significantly effective in eliminating excessive interfaces and has special importance for researchers, this study investigated the relations between visual sustained attention and Event Related Potentials (ERPs) using morphological features. **Method:** Continuous Performance Test (CPT) was used to measure sustained attention. Signals were recorded using 32-channel Walter device with 19-channel electrode cap. Extracted epochs which were time-locked to stimuli onset in each group were averaged to calculate the ERPs. Four hundred morphological features in ERPs of different electrodes were computed in 51 subjects and Pearson correlation was calculated between these features and the result of the CPT. **Results:** The P3 peak on target stimuli (X) was clearly observed in comparison with non-target stimuli. Calculated correlations indicated that thirty three of these features had significant relation with the level of sustained attention. **Conclusion:** Based on the oddball paradigm, the resulted qualitative findings were in line with previous research with regard to P3 production. Most characteristics with significant relation with results of CPT, were related to the voltage of relative event dependent potentials (correctly responded X relative to non-X). In general, CPT results showed appropriate relation with brain signal parameters in many areas, which could be used for the assessment of level of sustained attention.

**Keywords:** *Continuous Performance Test, Event Related Potential, sustained attention, morphological features*

Farnaz Ghassemi

Amir Kabir University of Technology

Mohammad Hassan Moradi

Amir Kabir University of Technology

Mehdi Tehrani-Doost

Tehran University of Medical Sciences

Vahid Abootalebi

Yazd Univeristy

Anahita Khorrami Banaraki

Institute for Cognitive Science Studies

Amin Mohammadian

Amir Kabir University of Technology

Email: Ghassemi@aut.ac.ir

## مقدمه

متأسفانه سیگنال ثبت شده از روی سر به وسیله دستگاه برق‌نگاری مغزی (EEG)، معمولاً به پارازیت‌های مختلف از منابع متفاوت آلوده است که برای مثال می‌توان به سیگنال پلک‌زدن و حرکات چشم<sup>۷</sup> (EOG)، انقباض ماهیچه‌ها<sup>۸</sup> (EMG)، سیگنال قلبی<sup>۹</sup> (ECG)، تنفس، حرکت سوژه و همچنین پارازیت برق شهر اشاره کرد (نابدرمایر<sup>۱۰</sup> و لوپز دسیلوا<sup>۱۱</sup>، ۲۰۰۵).

همچنین، به دلیل پیچیدگی‌های زیاد سیگنال این دستگاه نسبت به سیگنال‌های خوش رفتاری چون برق‌نگاری قلب (ECG)، ارزیابی داده‌های خام آن میسر نبوده و استخراج اطلاعات آن نیازمند پردازش‌های مناسب سیگنال و حذف پارازیت است (دلر مه<sup>۱۲</sup>، سجنوسکی<sup>۱۳</sup> و مکیج، ۲۰۰۷؛ ۲۰۰۷؛ قاسمی، مرادی، تهرانی‌دوست و ابوطالبی، ۱۳۸۷). بررسی فعالیت‌های شناختی مغز، نظیر توجه، نیاز ویژه به استفاده از روش‌های قوی پردازشی داشته و انتخاب هوشیارانه آنها تأثیر زیادی بر نتیجه دارد.

تاکنون محققان تحقیقات متنوعی درباره انواع توجه (کندل<sup>۱۴</sup>، شوارتز<sup>۱۵</sup> و جسل<sup>۱۶</sup>، ۲۰۰۰) و همچنین ارتباط آنها با فعالیت‌های مغزی انجام داده‌اند (تد<sup>۱۷</sup>، مایرز<sup>۱۸</sup>، پرلیو<sup>۱۹</sup> و دریس‌دیل<sup>۲۰</sup>، ۲۰۱۰). مکیج و همکاران (۱۹۹۹)، در یک فعالیت توجه مکانی دیداری، پتانسیل‌های وابسته به رخداد زود هنگام و دیر هنگام را بررسی و برای استخراج توجه از سیگنال مغزی امکان جدیدی فراهم کردند. در این مطالعه، توجه مکانی<sup>۲۱</sup> مشابه کنترل-کننده مؤلفه‌های زود هنگام منابع شناخته شد، در حالی که به نظر می‌رسد مؤلفه‌های دیر هنگام مشخصات تحریک را نشان دهند.

«توجه<sup>۱</sup> یکی از جذاب‌ترین جنبه‌های فعالیت شناختی مغز است که اهمیت خاص آن در میان محققان، علاوه بر کاربردهای ویژه‌اش در حوزه‌های مختلف، به دلیل تأثیر بارز آن بر کاهش و یا افزایش شدت سایر فعالیت‌هاست. توجه عبارت است از فرآیند شناختی تمرکز انتخابی روی یک وجه از محیط، در حین نادیده گرفتن وجوه دیگر، و نیز کنار زدن اثر برخی عوامل (منحرف کننده‌ها)، به منظور رسیدگی مؤثر به عوامل مورد نظر. سنجش توجه در تشخیص بیماری‌هایی نظیر اختلال کمبود توجه-بیش‌فعالی<sup>۲</sup> (ADHD) و یا پیشرفت درمان آنها، بهبود یادگیری در کلاس درس و بررسی توجه و هوشیاری در فعالیت‌های حساس مثل هدایت هواپیما کاربردهای فراوان دارد.

امروزه، بسیاری از محققان درصدد یافتن راه‌هایی هستند که بتواند اثر عوامل واسط و فعالیت‌های غیر مغزی (کلامی/ حرکتی) را در حین سنجش توجه کاهش دهد. در این صورت، ارزیابی توجه، بدون واسطه، در مبدأ پیدایش آن (یعنی مغز)، که موضوعی بسیار جذاب است، به جای ارزیابی نمودهای رفتاری توجه امکان‌پذیر می‌شود. از مزایای چنین سیستمی به حداقل رساندن آثار ناشی از تفاوت‌های فردی نظیر سرعت پاسخ‌گویی و قدرت پردازش، داشتن قابلیت استفاده برای نابینایان، ناشنوایان و افراد دچار قطع نخاع، نوزادان و نیز عدم وابستگی این روش آزمون به زبان یا فرهنگ خاص است.

از بین روش‌های مختلف و پیشرفته ثبت فعالیت‌های مغزی، برق‌نگاری مغز<sup>۳</sup> (EEG) و پتانسیل‌های وابسته به رخداد<sup>۴</sup> (ERP) به علت غیرتهاجمی بودن، دقت تفکیک زمانی مناسب، امکان ثبت ساده و کم‌هزینه و داشتن قابلیت جابه‌جایی و دادن آزادی عمل برای انجام دادن یک فعالیت خاص، در حین ثبت، بسیار مورد توجه‌اند (انتن<sup>۵</sup> و مکیج<sup>۶</sup>، ۲۰۰۶). به علاوه، از مستقیم‌ترین روش‌های غیرتهاجمی موجود برای بررسی فعالیت‌های مغز و در نتیجه توجه هستند؛ از این رو، بررسی آنها برای استخراج سطح توجه به-منظور کاهش عوامل واسط و سنجش توجه خالص مطرح است.

- |                                             |                            |
|---------------------------------------------|----------------------------|
| 1- attention                                |                            |
| 2- Attention Deficit Hyperactivity Disorder |                            |
| 3- electroencephalography                   | 4- Event Related Potential |
| 5- Onton                                    | 6- Makeig                  |
| 7- electrooculogram                         | 8- electromayogram         |
| 9- electrocardiogram                        | 10- Niedermeyer            |
| 11- Lopes da Silva                          | 12- Delorme                |
| 13- Sejnowski                               | 14- Kandal                 |
| 15- Schwartz                                | 16- Jessel                 |
| 17- Todd                                    | 18- Myers                  |
| 19- Pirillo                                 | 20- Drysdale               |
| 21- Spatial Attention                       |                            |

آزمون عملکرد پیوسته در بسیاری از نواحی روی سر بود (مولتی<sup>۱۴</sup>، رنی<sup>۱۵</sup> و زوکا<sup>۱۶</sup>؛ ۲۰۰۷؛ بوتی و همکاران، ۲۰۰۶). همچنین، به منظور طبقه‌بندی سطح توجه ماندگار، با استفاده از پتانسیل‌های وابسته به رخداد، تحقیقاتی شده که در حال تکمیل و گسترش است (قاسمی، مرادی، تهرانی‌دوست و ابوطالبی، ۲۰۰۹ ب و ج).

در این مقاله ارتباط سطح توجه ماندگار دیداری با ویژگی‌های شکلی پتانسیل‌های وابسته به رخداد مغزی مطالعه و سپس، ویژگی‌های دارای همبستگی معنادار با نتایج آزمون بررسی و الکترودهای محل این ویژگی‌ها مشخص شد.

## روش

پروتکل‌هایی که در کارهای مشابه از آنها استفاده شده است، تنوع زیادی دارد و شامل تحریک دیداری یا شنیداری ساده تا تحریکات پیچیده و ترکیبی می‌شود. آزمون عملکرد پیوسته معیار مناسبی است برای سنجش توجه ماندگار که به‌خصوص به دلیل کاربرد زیاد مورد توجه قرار گرفته است.

همزمان با اجرای آزمون، سیگنال EEG، زمان‌های نمایش تحریک و پاسخ‌های سوژه ثبت و از روی آنها اطلاعات مورد نظر (مثلاً، تعداد پاسخ‌های درست، زمان و واکنش‌های سوژه و...) محاسبه شد. نتیجه آزمون به عنوان سطح توجه نیز به عنوان برچسب به پتانسیل‌های وابسته به رخداد مربوطه پیوست شد. سپس ویژگی‌های شکلی پتانسیل‌های وابسته به رخداد استخراج و ارتباط آنها با نتایج آزمون عملکرد پیوسته بررسی شد.

در یک تکلیف ردیابی اهداف شنیداری، امکان استفاده از اطلاعات EEG (نظیر تغییرات چگالی توان) برای برآورد دقیق و بی‌درنگ تغییرات معنادار در سطح کلی چالاکی<sup>۱</sup> سوژه، بررسی شده است (جانگ<sup>۲</sup>، مکیج، استنسمو<sup>۳</sup> و سجنوسکی، ۱۹۹۷). همچنین همبستگی آن با تغییرات کارایی و هوشیاری<sup>۴</sup> در مقیاس یک ثانیه تا یک دقیقه مطالعه شد (هانگ<sup>۵</sup>، جانگ و مکیج، ۲۰۰۵؛ پریس<sup>۶</sup>، جونز<sup>۷</sup>، دیویدسون<sup>۸</sup>، کرول<sup>۹</sup> و بونز<sup>۱۰</sup>، ۲۰۰۶). در مطالعه<sup>۱۱</sup> راوری، خلیل‌زاده، هاشمی و راحتی قوچانی (۱۳۸۵) نیز سعی شده است با استخراج ویژگی‌هایی از EEG، توجه در درک تصاویر ارزیابی و کمی شده و زمان پاسخ فرد به محرک دیداری مغز پیش‌بینی شود.

به‌طور کلی، آن چیزی که در تحقیقات انجام شده در این زمینه اهمیت زیادی دارد، مفهومی است که برای توجه در نظر گرفته شده است، زیرا مستقیماً بر انتخاب روش سنجش و طراحی پروتکل (خرمی و همکاران، ۱۳۸۸) تأثیر دارد. در این تحقیق با مطالعه و بررسی دقیق انواع توجه یاد شده و به منظور بررسی سطوح عالی توجه، توجه ماندگار<sup>۱۱</sup> دیداری مد نظر قرار گرفت.

توجه ماندگار عبارت است از توانایی نگهداری تمرکز در توجه، در بازه‌های زمانی گسترده. بیانچی<sup>۱۲</sup> و همکاران حین بررسی توجه ماندگار در آزمون عملکرد پیوسته<sup>۱۳</sup> (CPT)، به مطالعه EEG و ERD پرداخته و توزیع زمانی و مکانی فعالیت نورون‌ها را حین انجام فعالیت شناختی بررسی کردند. این مطالعه که هدف آن بررسی همبستگی میان شاخص‌های رفتاری آزمون عملکرد پیوسته و داده‌های EEG بود، برای سوژه‌های سالم (نه نفر) اجرا شد. طیف توان سیگنال‌های ثبت شده از سوژه‌ها محاسبه و با استفاده از آرایه طیفی فشرده ترسیم شد. سپس تغییرات ریتم‌ها تحلیل و بررسی شدند. همه سوژه‌ها دارای ریتم  $\alpha$  پیش‌رونده به پشت سر بودند و فعالیت‌های  $\beta$  و  $\gamma$  در نیمکره راست قوی‌تر بود. در طیف توان EEG بسیاری از سوژه‌ها، کاهش شدید و وسیع دیده شد. نتایج آماری بیانگر همبستگی زیاد روند توان در فرکانس‌های زیاد EEG و خطای ارتکاب در

1- alertness  
3- Stensmo  
5- Huang  
7- Jones  
9- Carroll  
11- sustained attention  
13- Continuous Performance Test  
15- Reni

2- Jung  
4- awareness  
6- Peiris  
8- Davidson  
10- Bones  
12- Bianchi  
14- Molteni  
16- Zucca

تحریکات پتانسیل‌های وابسته به رخداد مغزی، نرم‌افزار و سخت‌افزار مربوطه طراحی و پیاده‌سازی شدند.

۵۴ داوطلب (۲۵ زن و ۲۹ مرد) با میانگین سنی  $29/6 \pm 6/2$  در آزمون شرکت کردند. ابتدا مراحل آزمون برای سوژه توضیح داده و رضایت او برای اجرای آن گرفته شد. سپس آزمون کوررنجی ایشی‌هارا<sup>۶</sup> و تعیین دست غالب/دینبرگ<sup>۷</sup> اجرا شد. ۵۱ سوژه راست راست دست بودند و همگی از نظر قدرت دید سالم یا تصحیح شده و دو سوژه کوررنج بودند. با توجه به اینکه، نسخه مورد استفاده آزمون عملکرد پیوسته سیاه و سفید بود، برای سنجش قابلیت تعمیم‌دهی آزمون، آزمون کوررنجی برای محیط‌های رنگی اجرا شد. سوژه‌ها بیماری زمینه‌ای خاصی نداشتند. از آنجا که نیمکره فعال مغز در حین فعالیت‌های شناختی به احتمال زیاد در راست-دست‌ها و چپ‌دست‌ها متفاوت است، فقط داده‌های افراد راست-دست مورد استفاده قرار گرفت. ذکر این نکته لازم است که در این مطالعه مفاد بیانیه هلسینکی رعایت شد.

برای حذف نویز برق شهر و آرتیفکت‌های حرکتی در داده، یک فیلتر میان‌گذر ۸۵-۰/۱ هرتز و برای همگام کردن EEG، به منظور استخراج پتانسیل‌های وابسته به رخداد، زمان وارد آمدن تحریک، هدف یا غیرهدف، به کار رفت. داده‌ها در بازه زمانی مناسب شامل ۲۰۰ میلی‌ثانیه قبل و ۱۰۰۰ میلی‌ثانیه بعد از وارد آمدن تحریک از سیگنال EEG جدا شدند. قسمت‌های استخراج شده، که نسبت به لحظه وقوع تحریک قفل شده‌اند، زیر هم چیده و میانگین آنها به‌عنوان پتانسیل‌های وابسته به رخداد محاسبه شد. برای هر سوژه، چهار گروه پتانسیل‌های وابسته به رخداد محاسبه شد: Xها، غیر Xها، Xهای درست پاسخ داده شده (کلیک‌نشده) و Xهای غلط پاسخ داده شده (کلیک شده).

با توجه به ساختار آزمون عملکرد پیوسته انتظار می‌رود که هنگام رویارویی سوژه با تحریک، نسبت به تحریکات غیرهدف، هدف قلّه P3 بارزتری مشاهده شود. هنگامی که مغز در حین

از آزمون عملکرد پیوسته برای ارزیابی توجه و تکانش‌گری<sup>۱</sup> استفاده می‌شود. این آزمون نیازمند حفظ توجه حین یک تکلیف مداوم و بازداری از پاسخ‌های تکانشی است. در این پژوهش، نسخه دوم آزمون عملکرد پیوسته کانرز<sup>۲</sup> به دلیل انعطاف‌پذیری برنامه رایانه‌ای آن و دربرگرفتن محدوده وسیعی از شاخص‌های پاسخ سوژه به کار رفت. سوژه می‌بایست پس از ارائه هریک از حروف الفبای انگلیسی (به جز حرف X) با ماوس روی صفحه نمایشگر رایانه کلیک کند.

اجرای این آزمون که از شش قسمت پیاپی تشکیل شده و به هر یک سه زیربلوک شامل ۲۰ تحریک وارد می‌شود، ۱۴ دقیقه طول می‌کشد. فواصل وارد آمدن تحریک‌ها یکسان نبوده و با فواصل یک، دو و چهار ثانیه‌ای روی صفحه ظاهر می‌شوند؛ به همین دلیل عملکرد سوژه در این فواصل قابل ارزیابی است. ترتیب انتخاب زیربلوک‌ها نیز تصادفی است. زمان نمایش هر تحریک روی صفحه ۲۵۰ میلی‌ثانیه است و در کل به سوژه ۳۶ تحریک هدف (X) و ۳۲۴ تحریک غیرهدف (غیر X) وارد می‌شود. در پایان آزمون، برنامه نتایج عملکرد سوژه را با پارامترهای متنوعی گزارش می‌دهد که در این تحقیق از درصد شاخص ADHD<sup>۳</sup> استفاده شده است.

برای ثبت سیگنال‌های EEG، از دستگاه ثبت ۳۲ کاناله والتر<sup>۴</sup>، مدل PL-۴۵۰ و نرم‌افزار مدیریت اطلاعات PI-۳/۰ Winsor استفاده شد. برای ثبت سیگنال‌ها، کلاه الکتروود با ۱۹ الکتروود Ag/AgCl مطابق استاندارد بین‌المللی ۲۰-۱۰ (FP۱ / FP۲، F۳ / F۴، F۷ / F۸، T۳ / T۴، C۳ / C۴، T۵ / T۶، P۳ / P۴، O۱ / O۲، Pz و Cz / Fz) به کار رفت. دو الکتروود Ag/AgCl نیز به گوش‌ها متصل و میانگین آنها مرجع در نظر گرفته شد. با دو الکتروود در بالا و پایین چشم راست سیگنال‌های EOG را ثبت و پس از تقویت، به وسیله فیلترهای سخت‌افزاری ۱۰۰-۰/۰۵ هرتز و میان‌گذر ۵۰ هرتز فیلتر و با فرکانس ۲۰۰ هرتز نمونه‌برداری شد. امپدانس در تمامی کانال‌ها برای تمام ثبت‌ها کمتر از ۵ کیلو اهم بود. برای همگام<sup>۵</sup> کردن سیگنال‌های ثبت شده، با وقوع تحریکات

1- impulsivity  
3- ADHD Index  
5- Synchronization  
7- Edinburgh

2- Conners  
4- Walter  
6- Ishihara

تأخیر در نظر گرفته شدند و عبارت داخل پرانتز بیانگر کانال مربوطه است. اندیس ذکر شده نیز تعیین کننده گروه پتانسیل‌های وابسته به رخداد است و نمادهای  $X$ ،  $nX$ ،  $CX$  و  $nCX$  به ترتیب به معنی گروه  $X$ ها، غیر  $X$ ها،  $X$ های درست و  $X$ های غلط هستند. بیشترین همبستگی معنادار (۰/۴۳) مربوط به اختلاف تأخیر قله  $p3$  در پتانسیل‌های وابسته به رخداد به غیر  $X$ ها و  $X$ های غلط پاسخ داده شده در کانال  $p3$  تعلق دارد که با نماد  $D_{nXnCX}(p3)$  نمایش داده شده است. همچنین اختلاف دامنه قله  $p3$  در پتانسیل‌های وابسته به رخداد مربوط به غیر  $X$ ها و  $X$ های درست پاسخ داده شده در کانال  $F3$ ،  $F3$ ،  $A_{nXCX}(F3)$  و اختلاف دامنه قله  $p3$  در پتانسیل‌های وابسته به رخداد مربوط به غیر  $X$ ها و  $X$ های درست پاسخ داده شده در کانال  $Cz$ ،  $A_{nXCX}(Cz)$  نیز با ضریب ۰/۴ با نتایج آزمون عملکرد پیوسته همبستگی معنادار دارند. جدول ۲ این ویژگی‌ها را بیشتر بررسی کرده است. ۵۴/۵ درصد این ویژگی‌ها به دامنه و ۴۵/۵ درصد به تأخیر مربوط‌اند. به علاوه، تعداد ویژگی‌های مربوط به هر پتانسیل وابسته به رخداد، مطلق یا نسبی، نیز مشخص شده است. مثلاً، در مورد پتانسیل‌های وابسته به رخداد به طور مطلق ۱۸/۵ درصد از این ویژگی‌ها به پتانسیل‌های وابسته به رخداد روی  $X$ ، ۹ درصد غیر  $X$  و ۱۸/۵ درصد  $X$  درست مربوط بوده و یا در مورد پتانسیل‌های وابسته به رخداد به طور نسبی ۱۵ درصد  $X$ .

نسبت به غیر  $X$ ، ۲۴ درصد  $X$  درست نسبت به غیر  $X$  و ۳ درصد  $X$  درست نسبت به  $X$  غلط بوده اند. در شکل ۲ نیز محل الکترودهایی که ویژگی‌های مربوط به آنها ارتباط معناداری با نتایج آزمون عملکرد پیوسته داشته‌اند، مشخص شده است. در این شکل، رنگ‌ها متناسب با بزرگی میانگین همبستگی‌های معنادار به دست آمده انتخاب و لذا الکترودهایی که ویژگی‌های مربوط به آنها در مجموع دارای همبستگی قوی تری بودند، مشخص شده‌اند. همان‌طور که ملاحظه می‌شود، بسیاری از نقاط روی سر ویژگی‌هایی دارند که با نتیجه آزمون عملکرد پیوسته و در نتیجه سطح توجه ماندگار همبستگی معنادار دارند.

پردازش یک‌سری از تحریکات معمول، به یک تحریک غیرمعمول (تحریک هدف) برمی‌خورد، یک موج  $p3$  در سیگنال مغزی ثبت شده ظاهر می‌شود (پولیچ<sup>۱</sup>، ۲۰۰۷؛ دانکن<sup>۲</sup> و همکاران، ۲۰۰۹). دامنه  $p3$  معمولاً حدود ۱۰ تا ۱۵ میکروولت و میزان تأخیر آن برای تحریکات دیداری ۳۵۰ تا ۶۵۰ میلی‌ثانیه گزارش شده که ممکن است تا حدود ۱۰۰۰ میلی‌ثانیه هم افزایش یابد. ویژگی‌های استخراج شده، که در ادامه توضیح داده می‌شوند، براساس این مؤلفه تعریف شده‌اند.

ویژگی‌های تعریف شده در دو دسته کلی دامنه و تأخیر قرار دارند که برای قله  $p3$  محاسبه شده و در تحقیقات مشابه کارایی مطلوبی داشته‌اند (پولیچ، ۲۰۰۷؛ ابوطالبی، مرادی و خلیل‌زاده، ۲۰۰۶؛ قاسمی و همکاران ۲۰۰۹ الف). ویژگی‌ها روی چهار گروه پتانسیل‌های وابسته به رخداد ( $X$ ، غیر  $X$ ،  $X$ های درست و  $X$ های غلط) به طور مطلق یا نسبی (تفاضل نسبت به دیگر گروه‌ها) در تمامی ۲۰ کانال (۱۹ کانال روی سر و یکی از گوش‌ها که نسبت به مرجع میانگین دو گوش نرمال شده‌اند) تعریف و بدین ترتیب ۴۰۰ ویژگی محاسبه شدند.

## یافته‌ها

در شکل ۱- الف میانگین کلی<sup>۳</sup> شکل موج پتانسیل‌های وابسته به رخداد برای تمامی سوژه‌ها، و در شکل ۱- ب نیز نمونه‌ای از شکل موج پتانسیل‌های وابسته به رخداد در یک سوژه و محل قله  $p3$  نشان داده شده است. این منحنی‌ها با فیلتر پایین‌گذر ۱۲ هرتز هموارسازی شده‌اند. همان‌طور که انتظار می‌رود قله  $p3$  در گروه تحریکات هدف ( $X$ )، صرف‌نظر از درست یا غلط بودن پاسخ سوژه، به صورت بسیار بارز دیده می‌شود و دامنه آن در گروه  $X$  به طور معناداری ( $p < 0.05$ ) بیشتر از گروه غیر  $X$  است.

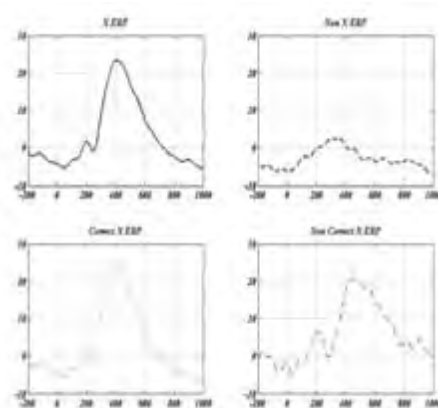
برای بررسی ارتباط این ویژگی‌ها با میزان توجه فرد، همبستگی آماری آنها با نتایج به دست آمده از آزمون عملکرد پیوسته مطالعه و ویژگی‌های با معناداری کمتر از ۰/۰۵ ( $p < 0.05$ ) دارای ارتباط معنادار با نتایج آزمون عملکرد پیوسته در نظر گرفته شدند (جدول ۱). در این جدول نماد  $A$  برای دامنه و نماد  $D$  برای

1- Polich  
3- grand average

2- Duncan



(ب)



(الف)

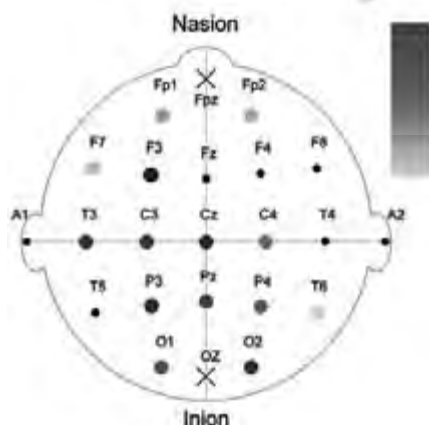
شکل ۱- (الف) میانگین کلی ERP در تمامی سوژه‌ها، ERP مربوط به Xها در کانال Pz با خط قرمز، ERP مربوط به غیر Xها در کانال Pz با خط چین آبی، ERP مربوط به Xهای درست در کانال Pz با نقطه چین صورتی و ERP مربوط به Xهای غلط در کانال Pz با خط نقطه سبز نمایش داده شده‌اند. محور افقی برحسب میلی ثانیه و محور عمودی برحسب مولت رسم شده است. (ب) ERP محاسبه شده برای یک سوژه در کانال Pz که برای Xها با خط قرمز و برای غیر Xها با خط چین آبی نمایش داده شده است همچنین محل قله P300 مشخص گردیده است.

جدول ۲- توزیع ویژگی‌های دارای ارتباط معنی‌دار با نتایج CPT

nCX	CX	nX	X	توزیع ویژگی‌ها
-	٪۹	٪۱۵	٪۱۸/۵	X
٪۳	٪۲۴	٪۹	٪۱۵	nX
٪۳	٪۱۸/۵	٪۲۴	٪۹	CX
-	٪۳	٪۳	-	nCX
				دامنه
				تاخیر

جدول ۱- مشخصات ویژگی‌های مناسب و مقادیر همبستگی و معناداری بدست آمده.

R	P	ویژگی	R	P	ویژگی
-۰/۴۳۰۸	۰/۰۰۱۶	D nXnCX(P3)	۰/۳۰۱۲	۰/۰۳۱۷	D X(Cz)
۰/۴۰۰۶	۰/۰۰۳۶	A nXCX(F3)	۰/۲۹۹۹	۰/۰۳۲۵	A nXCX(Fp1)
۰/۳۹۷۴	۰/۰۰۳۹	A nXCX(Cz)	۰/۲۹۷۴	۰/۰۳۴۰	A nXCX(Pz)
-۰/۳۶۲۸	۰/۰۰۸۹	A CX(F3)	۰/۲۹۷۰	۰/۰۳۴۳	A X(P4)
-۰/۳۵۰۰	۰/۰۱۱۸	D nX(P3)	۰/۲۹۵۰	۰/۰۳۵۶	D X(C3)
۰/۳۴۸۳	۰/۰۱۲۳	A XnX(Cz)	۰/۲۹۴۷	۰/۰۳۵۸	A nX(Fp2)
۰/۳۴۱۴	۰/۰۱۴۲	D CX(Pz)	۰/۲۹۴۶	۰/۰۳۵۸	D X(Pz)
۰/۳۳۹۸	۰/۰۱۴۷	D CX(C3)	۰/۲۹۲۷	۰/۰۳۷۱	A nXCX(P4)
۰/۳۳۷۹	۰/۰۱۵۳	A XnX(F3)	۰/۲۹۱۸	۰/۰۳۷۷	A XnX(O1)
۰/۳۳۴۳	۰/۰۱۶۵	A nXCX(C4)	۰/۲۹۰۲	۰/۰۳۸۹	D CX(C4)
-۰/۳۲۹۰	۰/۰۱۸۴	D XCX(O2)	۰/۲۸۸۲	۰/۰۴۰۳	D XCX(F7)
۰/۳۲۸۴	۰/۰۱۸۶	D X(O2)	۰/۲۸۷۴	۰/۰۴۰۹	D nX(P4)
-۰/۳۲۷۹	۰/۰۱۸۸	D XCX(T3)	۰/۲۸۳۱	۰/۰۴۴۱	A XnX(C4)
۰/۳۲۷۷	۰/۰۱۸۹	A nXCX(O1)	-۰/۲۷۶۷	۰/۰۴۹۳	D XnX(P3)
۰/۳۲۵۴	۰/۰۱۹۸	A nXCX(T3)	-۰/۲۷۶۷	۰/۰۴۹۴	A CXnCX(T6)
-۰/۳۲۳۵	۰/۰۲۰۶	A CX(P4)	-۰/۲۷۶۵	۰/۰۴۹۵	A CX(T6)
۰/۳۲۱۸	۰/۰۲۱۳	D X(P4)	-۰/۲۷۶۷		A CXnCX(T6)



شکل ۲- میانگین همبستگی‌های دارای ارتباط معنادار با نتایج آزمون عملکرد پیوسته در محل هر الکتروود علایم متناسب با بزرگی میانگین همبستگی انتخاب و در راهنمای کنار شکل مشخص شده است.

## نتیجه‌گیری

در این پژوهش تلاش شده است که برای بررسی توجه ماندگار دیداری یک پروتکل مناسب به دقت انتخاب و اجرا شود. بدین منظور، آزمون‌ها و پروتکل‌های مطرح در کارهای مشابه، مطالعه و برای سنجش توجه ماندگار از آزمون عملکرد پیوسته استفاده شد. برای اجرای این پروتکل ثبت قسمت‌های نرم‌افزاری و سخت‌افزاری لازم پیاده‌سازی شدند.

قله  $p3$  روی تحریک هدف (X) به وضوح و در تمامی سوژه‌ها دیده می‌شود که کاملاً با تحقیقات قبلی مطابقت دارد (دانکن و همکاران، ۲۰۰۹؛ ابوطالبی و همکاران، ۲۰۰۶؛ قاسمی، مرادی، تهرانی دوست و ابوطالبی، ۱۳۸۸؛ بوتی و همکاران، ۲۰۰۶). دامنه قله  $p3$  در گروه X آشکارا بیشتر از گروه غیر X است. این نکته جالب است که دامنه قله  $p3$  در گروه تحریکات هدف غلط پاسخ داده شده (Xهایی که سوژه به اشتباه روی آنها کلیک کرده است) نیز به‌طور قابل توجهی بزرگتر از این دامنه در گروه تحریکات غیرهدف است. دلایل این اختلاف آشکار دامنه، صرف‌نظر از درست یا غلط بودن پاسخ، می‌تواند به خصوصیات تکلیف در نظر گرفته شده، نظیر درک کامل تکلیف برای سوژه و نسبت مناسب تحریکات هدف به کل تحریکات (۱ به ۱۰) مربوط باشد.

در گام بعدی، ویژگی‌های شکلی  $p3$ ، دامنه و تأخیر استخراج شد. ۴۰۰ ویژگی بررسی شده با محاسبه دامنه و تأخیر مؤلفه ( $p3$ ) در تمامی کانال‌های ثبت شده و برای هر چهار گروه پتانسیل‌های وابسته به رخداد تعریف شده ( $nCX, CX, nX, X$ )، به‌طور نسبی و مطلق، به‌دست آمده‌اند. شاخص کمبود توجه - بیش‌فعالی محاسبه شده، به‌وسیله آزمون عملکرد پیوسته، به‌عنوان برجسب سطح توجه ماندگار سوژه در نظر گرفته شد.

محاسبه همبستگی ویژگی‌های شکلی با نتایج آزمون عملکرد پیوسته حاکی از آن است که بسیاری از ویژگی‌های در نظر گرفته شده (۳۳ ویژگی) با نتیجه آزمون عملکرد پیوسته ارتباط معنادار داشته‌اند ( $p < 0.05$ ). بیشتر این

ویژگی‌ها مربوط به دامنه و روی پتانسیل‌های وابسته به رخداد مربوط به X درست نسبت به غیر X بوده‌اند. از نظر توزیع مکانی، نتایج وجود ارتباط معنادار میان سطح توجه ماندگار و ویژگی‌های به‌دست آمده در بسیاری از نقاط روی سر را تأیید می‌کنند. با توجه به اینکه در این پژوهش فقط از داده‌های سوژه‌های راست‌دست‌ها استفاده شد، انتظار می‌رفت که بیشتر این نقاط در نیمکره چپ سر قرار داشته باشند، ولی در هر دو نیمکره الکترودهای فعال مشاهده می‌شود. این یافته بدین معناست که احتمالاً نواحی مغزی فعال شده در طول اجرای آزمون عملکرد پیوسته در هر دو نیمکره بوده و ارتباطی به نیمکره غالب مغز ندارد. لذا، می‌توان در بررسی‌های آتی همزمان از داده‌های سوژه‌های راست‌دست و چپ‌دست استفاده کرد.

میانگین همبستگی‌های معنادار به‌دست آمده در هر الکترود بیانگر این است که در مجموع سطح توجه ماندگار (با معیار شاخص کمبود توجه - بیش‌فعالی در آزمون عملکرد پیوسته) بیشترین اثر را بر الکترود F3 داشته است. نکته جالب این است که مطالعات انجام شده روی توجه نیز قطعه پیشانی<sup>۱</sup> و خصوصاً قسمت دورسولترال<sup>۲</sup> قطعه پیشانی (الکترود F4 و F3) را در توجه پایدار دخیل دانسته‌اند (مولتنی و همکاران، ۲۰۰۷). البته در این مقاله فقط گروه افراد سالم (نه سوژه) در نظر گرفته شد و استخراج ویژگی نیز مدنظر نبود که از این نظر با پژوهش حاضر تفاوت دارد.

در مجموع نتایج بیانگر وجود ارتباطی مناسب بین پارامترهای آزمون عملکرد پیوسته و ویژگی‌های استخراج شده بود، از این رو می‌توان در بررسی‌های بعدی بیشتر از آن استفاده کرد. البته با توجه به اینکه میزان همبستگی به‌دست آمده برای هر یک از تک‌ویژگی‌ها خیلی بالا نیست (بین ۰/۴۳ تا ۰/۲۸)، پیشنهاد می‌شود ترکیب این ویژگی‌ها با ویژگی‌های دیگر زمانی، فرکانسی، مکانی و موجک مورد بررسی قرار گیرد.

1- frontal lobe

2- dorsolateral

## سپاسگزاری

قرار دادند، و همچنین از تمامی دوستان عزیز ی که با شرکت در آزمون ما را یاری کردند صمیمانه سپاسگزاریم.

بدین وسیله از مسؤولان پژوهشکده علوم شناختی که امکانات و تجهیزات خود را برای ثبت سیگنال در اختیار نگارنده

دریافت مقاله: ۱۳۸۸/۱۲/۱۵؛ پذیرش مقاله: ۱۳۸۹/۶/۲۵

## منابع

خرمی، آ.، سیدصالحی، س. ع.، تهرانی دوست، م.، محمدیان، ا.، قاسمی، ف.، و ابوطالبی، و. (۱۳۸۸). تحلیل آزمون عملکرد پیوسته با استفاده از پتانسیل وابسته به رخداد بینایی در افراد بزرگسال. هفدهمین کنفرانس مهندسی برق ایران (ICEE2009). تهران، دانشگاه علم و صنعت.

راوری، م.، خلیل زاده، م.، هاشمی گلپایگانی، س.، و راحتی قوچانی، س. (۱۳۸۵). پردازش و تحلیل سیگنال الکتروانسفالوگرافی برای پیشگویی زمان عکس العمل فرد در پاسخ به محرک دیداری با استفاده از ویژگی‌های بعد فرکتال و آنتروپی. سیزدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران. تهران، دانشگاه صنعتی شریف.

قاسمی، ف.، مرادی، م.، تهرانی دوست، م.، و ابوطالبی، و. (۱۳۸۷). نقاط قوت و ضعف استفاده از ترکیب آنالیز مولفه‌های مستقل و تبدیل ویولت به منظور حذف خودکار آرتیفکت چشمی از سیگنال الکتروانسفالوگرام. چهاردهمین کنفرانس ملی انجمن کامپیوتر ایران، تهران. دانشگاه صنعتی امیرکبیر.

قاسمی، ف.، مرادی، م.، تهرانی دوست، م.، و ابوطالبی، و. (۱۳۸۸). بررسی ارتباط ویژگی‌های شکلی ERP در فضای مولفه‌های مستقل با سطح توجه ماندگار. هفدهمین کنفرانس مهندسی برق ایران (ICEE2009). تهران، دانشگاه علم و صنعت.

Abotalebi, V., Moradi, M. H., & Khalilzadeh, M. A. (2006). A comparison of methods for ERP assessment in a P300-based GKT. *International Journal of Psychophysiology*, 62(2), 309-320.

Butti, M., Pastori, A., Merzagora, A. C., Zucca, C., Bianchi, A. M., Reni, G., & Cerutti, S. (2006). *Multimodal analysis of a sustained attention protocol: Continuous performance test assessed with near infrared spectroscopy and EEG*. New York: Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE).

Delorme, A., Sejnowski, T., & Makeig, S. (2007). Enhanced detection of artifacts in EEG data using higher-order statistics and independent component analysis. *NeuroImage*, 34(4), 1443-1449.

Duncan, C. C., Barry, R. J., Connolly, J., Fischer, C., Michie, P. T., Näätänen, R., Polich, J., Reinvang, I., & Petten, C. V. (2009). Event-related potentials in clinical research: Guidelines for eliciting, recording, and quantifying mismatch negativity, P300, and N400. *Clinical Neurophysiology*, 120(11), 1883-1908.

Ghassemi, F., Moradi, M. H., Tehrani-Doost, M., Abotalebi, V., Khorrami, A., & Mohammadian, A. (2009a). *Study of Relations between electroencephalogram signals and level of sustained attention*. 3<sup>rd</sup> International Conference of Cognitive Science, Iran 3-5 March.

Ghassemi, F., Moradi, M. H., Tehrani-Doost, M., & Abotalebi, V. (2009b). *Classification of sustained attention level based on morphological features of EEG's independent components*. 2009 ICME International Conference on Complex Medical Engineering (CME 2009), Tempe, AZ, USA, April 9-11.

Ghassemi, F., Moradi, M. H., Tehrani-Doost, M., & Abotalebi, V. (2009c). *Combination of independent component analysis and feature extraction of ERP for level classification of sustained attention*. 4th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER), Antalya, Turkey, April 29- May 2.

Huang, R. S., Jung, T. P., & Makeig, S. (2005). *Analyzing event-related brain dynamics in continuous compensatory tracking tasks*. 27<sup>th</sup> Int'l Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Shanghai, China.

Jung, T. P., Makeig, S., Stensmo, M., & Sejnowski, T. J. (1997). Estimating alertness from the EEG power spectrum. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 44(1), 60-69.

Kandel, E., Schwartz, J., & Jessell, T. (2000). *Principles of Neural Science*. New York: McGraw-Hill.

Makeig, S., Westerfield, M., Townsend, J., Jung, T-P., Courchesne, E., & Sejnowski, T. J. (1999). Functionally independent components of the early event-related



potential in a visual spatial attention task. *Philosophical Transactions of the Royal Society: Biological Sciences*, 354(1387), 1135-1144.

Molteni, E., Reni, G., & Zucca, C. (2007). *Analysis of the dynamical behaviour of the EEG rhythms during a test of sustained attention*. Proceedings of the 29<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE EMBS Cite Internationale.

Niedermeyer, E., & Lopes da Silva, F. (2005). *Electroencephalography: Basic principles, clinical applications, and related fields*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Onton, J., & Makeig, S. (2006). Information-based modeling of event-related brain dynamics. *Progress in Brain Research*, 159, 99-120.

Peiris, M. T. R., Jones, R. D., Davidson, P. R., Carroll, G. J., & Bones, P. J. (2006). Frequent lapses of responsiveness during an extended visuomotor tracking task in non-sleep-deprived subjects. *Journal of Sleep Research*, 15(3), 291-300.

Polich, J. (2007). Updating P300: An integrative theory of P3a and P3b. *Clinical Neurophysiology*, 118(10), 2128-2148.

Todd, J., Myers, R., Pirillo, R., & Drysdale, K. (2010). Neuropsychological correlates of auditory perceptual inference: A mismatch negativity (MMN) study. *Brain Research*, 1310, 113-123.

