Estimation of Attention Indices in IVA Tests Using Optical Flow in ERP Brain Maps

Ali Esmaili Jami, Mohammad Ali Khalilzadeh*, Majid Ghoshuni, Mohammad Mahdi Khalilzadeh

Department of Biomedical Engineering, Mashhad Branch, Islamic Azad University, Mashhad, Iran

Article Info:

Received: **14 July 2022** ***Revised:*** **3 Oct 2022** ***Accepted:*** **28 Nov 2022**

ABSTRACT

Introduction: The evaluation of attention as one of the human cognitive abilities is of great importance. Although methods for assessing attention ability have been developed and used, the presence of interfering factors has reduced their validity and reliability. Therefore, using the direct outputs of the brain system and analyzing its function in cognitive activities has become very important. This research tries to identify a relationship between event-related potential (ERP) and integrated visual and auditory (IVA) test indices. ***Materials and Methods:*** EEG signals (19 channels) and IVA tests of 28 healthy volunteers (22 men and 6 women with an age range of 22 to 32 years) were recorded simultaneously. ERPs to auditory and visual stimuli were obtained by the simultaneous averaging method of extraction and brain topography for each stimulus. Using the Lucas-Kanade method, the optical flow was obtained on brain maps and movement vectors were identified and drawn in consecutive maps. The motion vectors show the location and the number of changes in the activity of each map compared to the other samples. Based on the local connectivity criteria, features were extracted from the brain graphs. The indicators of attention and response control, including vigilance, concentration, speed, caution, stability, endurance, and understanding, were obtained based on the IVA test and were estimated by the support vector-regression machine. ***Results:*** In order to evaluate the regression, the correlation index was calculated, which are vigilance (0/80), Focus (0/81), Speed (0/85), Prudence (0/88), consistency (0/90), Stamina (0/85), and comprehension (0/80). ***Conclusion:*** According to the high correlation coefficients obtained between the local characteristics of optical flow extracted from the brain graph of the ERP signals and the attention indicators in the IVA test, it can be suggested that there is a significant relationship between the electrical activity of the brain and the ability to pay attention.

Keywords:

1. Attention
2. Evoked Potentials
3. Optic Flow
4. Neuropsychological Tests

Corresponding Author: Mohammad Ali Khalilzadeh

Email: *makhalilizadeh@mshdiau.ac.ir*

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2025-11-03]

[DOI: 10.52547/shefa.11.1.46]

تخمین شاخص‌های توجه در آزمون IVA با استفاده از جریان نوری در نقشه‌های مغزی ERP

علی اسماعیلی جامی، محمدعلی خلیل‌زاده*، مجید قشونی، محمدمهدی خلیل‌زاده

گروه مهندسی پزشکی، واحد مشهد، دانشگاه آزاد اسلامی، مشهد، ایران

اطلاعات مقاله:

دریافت: ۲۳ تیر ۱۴۰۱ | اصلاحیه: ۱۱ مهر ۱۴۰۱ | پذیرش: ۷ آذر ۱۴۰۱

چکیده

مقدمه: ارزیابی توجه به‌عنوان یکی از توانایی‌های شناختی انسان از اهمیت بالایی برخوردار است. اگرچه روش‌هایی برای ارزیابی توانایی توجه ایجاد و استفاده شده است، اما وجود عوامل مداخله‌گر باعث کاهش اعتبار و پایایی آنها شده است. بنابراین استفاده از خروجی‌های مستقیم سیستم مغز و تحلیل عملکرد آن در فعالیت‌های شناختی اهمیت زیادی پیدا کرده است. این تحقیق سعی در شناسایی رابطه بین پتانسیل مرتبط با رویداد (ERP) و شاخص‌های آزمون یکپارچه بینایی و شنوایی (IVA) دارد. **مواد و روش‌ها:** سیگنال‌های EEG (۱۹ کانال) و آزمون IVA از ۲۸ داوطلب سالم (۲۲ مرد و ۶ زن با محدوده سنی ۲۲ تا ۳۲ سال) به‌طور همزمان ثبت شد. ERP برای محرک‌های شنیداری و بصری با روش میانگین‌گیری همزمان استخراج و توپوگرافی مغز برای هر محرک به دست آمد. با استفاده از روش Lucas-Kanade، جریان نوری بر روی نقشه‌های مغزی به دست آمد و بردارهای حرکت شناسایی و در نقشه‌های متوالی ترسیم شدند. بردارهای حرکت، مکان و تعداد تغییرات فعالیت هر نقشه را نسبت به نمونه‌های دیگر نشان می‌دهند. بر اساس معیارهای اتصال محلی، ویژگی‌ها از گراف‌های مغز استخراج شدند. شاخص‌های توجه و کنترل پاسخ شامل هوشیاری، تمرکز، سرعت، احتیاط، ثبات، استقامت و درک بر اساس آزمون IVA به دست آمد و توسط ماشین بردار پشتیبان- رگرسیون برآورد شد. **یافته‌ها:** برای ارزیابی رگرسیون، شاخص همبستگی محاسبه شد که عبارتند از هوشیاری (۰/۸۰)، تمرکز (۰/۸۱)، سرعت (۰/۸۵)، احتیاط (۰/۸۸)، ثبات (۰/۹۰)، استقامت (۰/۸۵) و درک (۰/۸۰). **نتیجه‌گیری:** با توجه به ضرایب همبستگی بالای به‌دست‌آمده بین ویژگی‌های محلی جریان نوری استخراج شده از گراف مغزی سیگنال‌های ERP و شاخص‌های توجه در آزمون IVA، می‌توان به وجود رابطه معنی‌دار بین فعالیت الکتریکی مغز و توانایی توجه در افراد مورد بررسی اشاره داشت.

واژه‌های کلیدی:

۱-توجه
۲-پتانسیل‌های برانگیخته
۳-جریان نوری
۴-تست‌های عصبی روانشناسی

*نویسنده مسئول: محمدعلی خلیل‌زاده

پست الکترونیک: *makhalilizadeh@mshdiau.ac.ir*

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2025-11-03]

[DOI: 10.52547/shefa.11.1.46]

۴۷

مقدمه

توجه یک فرآیند شناختی است که در آن تمرکز ذهن بر محرک یا محرک‌های خاصی جمع می‌شود و محرک‌های محیطی دیگر نادیده گرفته می‌شود. توجه، عملکرد مغز است که منابع شناختی را برای تمرکز روی اطلاعات یا محرک‌ها اختصاص می‌دهد (۱). توجه در شناخت و ادراک کاملاً ضروری و در انجام کارهای روزمره مؤثر است (۲). علاوه بر این، توجه مفهومی چندوجهی است که شامل فرآیندهای مختلفی مانند تقسیم، تغییر، انتخاب، جهت‌یابی، جستجو و حفظ است. توجه نه ویژگی یک منطقهٔ خاص در مغز است و نه به کل مغز مربوط می‌شود بلکه شامل شبکه‌هایی از مناطق آناتومیکی است که عملکردهای شناختی خاصی را بر عهده دارند. اندازه‌گیری هر جنبه از توجه می‌تواند در تعیین نقاط قوت و ضعف نسبی بسیار مفید باشد (۴، ۳). در مطالعات پیشین نشان داده شده است مشکلات توجه به صورت معنی‌داری در سیگنال‌های مغزی نمود پیدا می‌کنند (۵). روش‌های مختلفی برای بررسی توجه و عدم توجه وجود دارد که شامل آزمون‌های قلم- کاغذی می‌شود. در آزمون‌های قلم- کاغذی، سوالات مربوط به بررسی توجه و توضیحات آنها مورد استفاده قرار می‌گیرند و پاسخ‌های شرکت‌کنندگان مبنای اندازه‌گیری‌ها می‌باشد. آزمون توجه مداوم دیداری و شنیداری (IVA) به‌عنوان یک آزمون رایانه‌ای براساس DSM-IV، برای ارزیابی دو مقیاس کنترل پاسخ و توجه ارائه شده است (۶). بر اساس آزمون IVA، انواع مختلف توجه به طور جداگانه اندازه‌گیری می‌شوند. علاوه بر این، سایر پارامترهای مرتبط با توجه و کنترل پاسخ، شامل هوشیاری، تمرکز، سرعت، احتیاط، ثبات و استقامت در هر دو جنبهٔ بینایی و شنوایی در آزمون IVA ارزیابی می‌شوند (۷). آزمون‌های عصبی- روانی با چالش وابسته به فرهنگ بودن، طولانی بودن، نداشتن قابلیت ترجمه به دیگر زبان‌ها مواجه هستند. کمبود آزمون‌هایی با معیارهای مشخص برای بررسی تغییر در عملکرد فرد در طول زمان و نبود آزمون‌های بومی معتبر و پیش‌بینی کننده از دیگر مسائل موجود در ارزیابی‌های بالینی است (۸). در مطالعات پیشین به‌منظور کمی‌سازی توجه از سیگنال‌های مغزی به دو منظور استفاده شده است. برخی با استفاده از سیگنال‌های مغزی صرفاً به تفکیک میان گروه افراد سالم و افراد دچار اختلال توجه، پرداخته‌اند (۱۰-۹). برخی با تخمین یکی از انواع پنجگانه توجه حین یک فعالیت مشخص، به استفاده از سیگنال‌های مغزی روی آورده‌اند (۱۲-۱۱). تاکنون رویکردهای مختلفی به‌منظور اندازه‌گیری انواع مختلف توجه در ترکیب با تکنیک‌های تصویربرداری عصبی توسعه یافته است. روش‌های ذکر شده شامل الکتروانسفالوگرافی با تمرکز بر ERPs برای اهداف مختلف در حوزهٔ ورزش یا انواع اختلالات شناختی مانند مطالعهٔ توجه پایدار در ورزشکاران ورزش‌های رزمی، فرآیندهای توجه محور در کودکان مبتلا به اختلال کم‌توجّهی- بیش‌فعالی (ADHD) با استفاده از ERP در حین توجه پایدار و همچنین وظایف حافظه به‌عنوان نشانگرهای زیستی برای تشخیص اختلال شناختی خفیف می‌باشد (۱۲-۹). چالش تحقیقات فوق ارزیابی غیرمستقیم و تخمین شاخص‌های توجه به کمک روش‌های ذهنی فردی است. در صورت تخمین شاخص‌های اصلی توجه، آن هم به صورت هم‌زمان، علاوه‌بر ارزیابی می‌توان به‌منظور بهبود عملکرد و رسیدن به اوج کارایی در افراد از آن‌ها استفاده نمود. علیرغم مطالعات متعدد به انجام رسیده، هنوز رابطهٔ روشنی بین توانایی‌های فردی در حوزهٔ توجه و سیگنال مغزی ERP شناسایی و اثبات نشده است. در این تحقیق سعی شده است با استخراج ویژگی‌های موجود در گراف مغزی ERP و همزمان سنجش پارامترهای توجه مبتنی بر آزمون IVA، رابطهٔ بین فعالیت الکتریکی مغز و شاخص‌های توجه شناسایی و ارزیابی شود. امید می‌رود با شناسایی رابطهٔ سیگنال مغزی با توانایی توجه در افراد، بتوان روش‌های جایگزینی برای ارزیابی توانایی‌های شناختی افراد مبتنی بر سیگنال مغزی ارائه داد تا به این طریق عوامل مزاحم و مداخله‌ای موجود در سنجش را کاهش داده و همچنین رویکردی جدید در بهبود عملکرد شناختی مغز مبتنی بر ویژگی‌های سیگنال‌های الکتریکی مغز و نوروفیدبک ارائه داد.

مواد و روش‌ها

مطالعهٔ حاضر در دانشگاه آزاد اسلامی مشهد صورت گرفت. شرایط ورود افراد به تحقیق عبارتند از: داشتن رضایت آگاهانه برای شرکت در تحقیق، عدم ابتلا به اختلالات شناختی، عدم مصرف مواد مخدر و همچنین استراحت کافی قبل از ثبت. سوژه‌ها در ابتدا با نحوهٔ انجام آزمون IVA آشنا شده و سپس ظرف مدت ۱۳ دقیقه آزمون اصلی انجام شد. این آزمون هم‌زمان با ثبت سیگنال مغزی از سوژه انجام شد.

آزمون توجه مداوم دیداری- شنیداری IVA

آزمون IVA روشی برای سنجش توجه است. در این آزمون شرکت‌کننده در برابر تحریکات عددی ۳ و ۵ به صورت شنیداری و دیداری قرار می‌گیرد. وی تنها در برابر تحریک دیداری «۳» و شنیداری «۵» (هدف) با فشردن کلید، پاسخ داده و در برابر تحریک دیداری «۵»

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2025-11-03]
[DOI: 10.52547/shefa.11.1.46]

و شنیداری «۳» (غیر هدف) پاسخ نمی‌دهد. نیاز به تغییر مداوم وضعیت شناختی فرد دارد، به نوعی توانایی شناختی وی را محک می‌زند. این آزمون به صورت یک فرآیند تکراری و خسته کننده است و نیاز به توجه بالا و مداوم دارد، به نحوی که خطاهای ناشی از بی‌توجهی و رفتار تکانشی فرد را می‌سنجد. نسخهٔ پایهٔ آزمون اصلی شامل پنج پنجره از ۱۰۰ آزمایش است و بنابراین، کل آزمون شامل ۵۰۰ محرک است. طول مدت هر آزمایش ۱ ثانیه است. تحریکات دیداری "۳" و "۵" در صفحهٔ نمایش VGA یا با وضوح بالاتر، حدود ۱/۵ اینچ ارتفاع دارند و برای ۲۲۰ میلی‌ثانیه ارائه می‌شوند. ارائهٔ محرک شنوایی "۳" و "۵" هر ۵۰۰ میلی‌ثانیه است. هیچ بازخوردی در طول آزمون اصلی به فرد ارائه نمی‌شود.

ثبت الکتروانسفالوگرافی

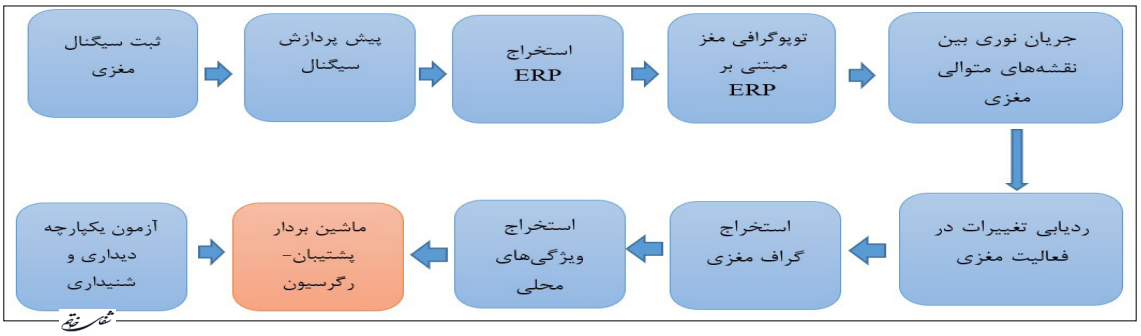
امروزه توانایی ارزیابی فعالیت مغز در حین انجام یک کار، به موضوع بسیار مهمی در حوزهٔ تحقیقات و تشخیص بالینی تبدیل شده است. دستگاه ثبت پتانسیل‌های مغزی مرتبط با رویداد ERP برای نظارت بر عملکرد مغز در موقعیت‌های مختلف استفاده می‌شود. ثبت سیگنال EEG در آزمایشگاه دانشگاه آزاد اسلامی مشهد توسط دستگاه MITSAR که به‌عنوان یکی از سیستم‌های تحقیقاتی EEG/ ERP در دنیا شناخته شده است، انجام شده است (۱۳). فرآیند ضبط داده‌های الکتروانسفالوگرافی از ۱۹ الکترود Ag/AgCl متصل به تقویت کنندهٔ قابل حمل با نرخ نمونه‌برداری ۲۵۰ هرتز و فیلتر باند گذر ۰/۰۱۶-۷۵ هرتز انجام شد. الکترودها (FP1, FP2, F7 F3, Fz, F4, F8,T3, C3, Cz, C4, T4, T5, P3, Pz, P4, T6, O1,O2) بر اساس سیستم بین‌المللی ۲۰-۱۰ قرار گرفتند. الکترود AFz به‌عنوان زمین و CPz به‌عنوان نقطهٔ مرجع مشترک عمل می‌کرد. امپدانس الکترودها قبل از هر جلسه ثبت اندازه‌گیری شد. علاوه بر این، به کمک ژل هادی امپدانس هر کانال زیر ۵ کیلو اهم حفظ شد.

افراد شرکت‌کننده

افراد حاضر در پژوهش شامل ۲۸ نفر (۲۲ مرد، ۶ زن) سالم با سطوح تحصیلی مختلف در محدودهٔ سنی ۲۲ تا ۳۲ (۲۷±۵/۳) سال، بدون هرگونه سابقهٔ اختلال روانی یا شناختی بودند. ثبت ERP و همچنین نسخهٔ پیشرفته آزمون IVA طی یک جلسه انجام شد. پروتکل اتخاذ شده در این تحقیق مطابق با بیانیهٔ هلسینکی مصوب کمیتهٔ اخلاق گروه مهندسی زیست پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی مشهد بود. همچنین هدف پژوهش به طور کامل و واضح برای تمامی آزمودنی‌ها توضیح داده شد و از آن‌ها خواسته شد رضایت کتبی و آگاهانهٔ خود را برای شرکت در پژوهش اعلام کنند.

پیش‌پردازش سیگنال

سیگنال‌ها پس از تقویت و عبور از یک مبدل آنالوگ به دیجیتال، در رایانه ثبت و مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. تجزیه و تحلیل سیگنال EEG توسط جعبه ابزار منبع باز EEGLAB26 و کد نویسی روش پردازشی با Matlab نسخه R2016b، بر روی رایانه شخصی با پردازنده Core i3 و فرکانس ساعت ۲,۱ گیگاهرتز انجام شد. داده‌های پیوسته ابتدا به صورت چشمی بررسی شده و برخی از قسمت‌های سیگنال EEG که نویز مشخصی را نشان می‌داد از جمله قطعی الکترودها، به صورت دستی کنار گذاشته شد. سپس یک فیلتر باندگذر با پاسخ ضربه محدود FIR در محدوده فرکانسی ۱ تا ۳۰ هرتز روی داده‌ها اعمال شد. آرتیفکت‌ها در ثبت پیوسته EEG با استفاده از تجزیه و تحلیل مؤلفه‌های مستقل (ICA[1]) مبتنی بر infomax شناسایی و حذف شدند. رویدادهای شناختی یا حسی که در ثبت ERP مورد بررسی قرار گرفت، از طریق نرم‌افزار مربوطه علامتگذاری شدند. این نرم‌افزار به‌گونه‌ای طراحی شده که با نرم‌افزار نمایش سیگنال مغزی همزمان بوده و زمان‌بندی محرک‌ها را بر روی نمایشگر امواج مغزی برای تجزیه و تحلیل بخش‌های مربوطه به دقت نشان می‌دهند. پس از پردازش اولیه، میانگین‌گیری همزمان انجام و شکل موج نهایی به‌عنوان نمایشی از پاسخ مغز به محرک، مورد بررسی قرار گرفت. ویژگی خاص پتانسیل‌های مغزی، تفکیک زمانی بالای آن است که در سایر تکنیک‌های مطالعهٔ عصبی مانند fMRI[2] و PET[3] وجود ندارد. با استفاده از این روش می‌توان فعالیت مغز را پس از ارایهٔ یک محرک در مقیاس میلی‌ثانیه بررسی کرد. در بسیاری از روش‌های تصویربرداری عصبی دیگر، مقیاس ذکر شده حدود ۱/۵ثانیه است (۱۴). مراحل کار در روش پیشنهادی در تصویر ۱ نشان داده شده است.



تصویر ۱- بلوک دیاگرام روش پیشنهادی

[1] Independent Component Analysis (ICA)
[2] functional Magnetic Resonance Imaging or Functional MRI (fMRI)
[3] Positron Emission Tomography (PET)

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2025-11-03]
[DOI: 10.52547/shefa.11.1.46]

پردازش سیگنال EEG

داده‌های پتانسیل‌های مغزی مرتبط به نقشه‌های مغزی نگاشت شدند. در مطالعهٔ حاضر، جریان فعال‌سازی بین نقشه‌های توپوگرافی متوالی بر اساس روش Lucas- Kanade برآورد شد. این روش تخمین جریان نوری برای موقعیت‌یابی تغییرات در فعال‌سازی بین نقشه‌های توپوگرافی متوالی استفاده شد (۱۵). روش Lucas- Kanade برای تولید میدان حرکتی در دو فریم زمانی متوالی، پیاده‌سازی شد. بردارهای حرکتی مختلف با توجه به سطح فعال‌سازی در یک گروه دسته‌بندی می‌شوند. این خوشه‌ها بین فریم‌های مختلف به عنوان معیاری از جریان فعال‌سازی ردیابی می‌شوند. در نهایت، جریان فعال‌سازی در لوب‌های مختلف مغز تجزیه و تحلیل می‌شود. Lucas-Kanade به‌عنوان یکی از محبوب‌ترین روش‌ها برای محاسبهٔ جریان نوری، بر مبنای تفاضل محلی است. در این روش، فرض بر این است که بردار شبیه یک فضای کوچک اطراف پیکسل است و شامل حل بردار جریان نوری است که با استفاده از معادلهٔ ۱ محاسبه می‌شود:

$$\begin{matrix} V_x \\ V_y \end{matrix} = \begin{bmatrix} \sum_i I_x(q_i)^2 & \sum_i I_x(q_i)I_y(q_i) \\ \sum_i I_y(q_i)I_x(q_i) & \sum_i I_y(q_i)^2 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} -\sum_i I_x(q_i)I_t(q_i) \\ -\sum_i I_y(q_i)I_t(q_i) \end{bmatrix}$$

که در آن $q_1, q_2, q_3, \ldots, q_n$ پیکسل‌های داخل پنجره هستند و $I_x(q_i)$، $I_y(q_i)$، $I_t(q_i)$ مشتقات نسبی تصویر I در موقعیت x،y و زمان t، در نقطه q_i و در زمان فعلی می‌باشد. در مطالعهٔ حاضر، پس از به دست آوردن تغییرات در جریان فعالیت مغز، نمودار مغزی به دست آمده و با استفاده از آن ویژگی‌ها استخراج می‌شوند. فهرست ویژگی‌های استخراج شده در جدول ۱ آمده است (۱۶).

بررسی نحوهٔ عملکرد و ارتباط بین بخش‌های مختلف مغز یکی از روش‌های مطالعه و تحلیل سیستم پیچیدهٔ مغزی می‌باشد. تحقیقات انجام شده بر این باور است که بین نواحی مختلف مغز ارتباطاتی وجود دارد که این ارتباطات در حین انجام فعالیت‌های مختلف با یکدیگر متفاوتند. ارتباطات بین نواحی مغزی را به سه دسته تقسیم می‌کنند: ارتباط ساختاری یا آناتومیکی، توصیف کنندهٔ اتصالات واقعی در مغز است. در ارتباطات موثر تلاش می‌شود ارتباط علت و معلولی بین نواحی مورد نظر در مغز پیدا شود. ارتباطات عملکردی به‌عنوان وابستگی زمانی الگو فعالیت‌های نورونی نواحی مکانی منفصل (از دیدگاه آناتومیکی) تعریف می‌شود. در این نوع ارتباطات، نواحی مغزی با وجود انفصال مکانی از یکدیگر، از لحاظ عملکردی متصل هستند و پیوسته در تبادل و به اشتراک‌گذاری اطلاعات با یکدیگر هستند. برخی از ویژگی‌های رایج مانند درجهٔ گره، طول کوتاه‌ترین مسیر و فاصلهٔ بین گره‌ها به‌عنوان ویژگی از گراف مغزی استخراج شده است. پس از استخراج ویژگی، یک طبقه‌بندی کننده ماشین بردار پشتیبان- رگرسیون برای رگرسیون بین ویژگی‌های مشتق شده و نتایج آزمون IVA استفاده شد (۱۷).

به‌منظور ارزیابی روش رگرسیون پیشنهادی، ابزارهای میانگین مربعات خطا و ضریب همبستگی استفاده شده است. همبستگی ابزاری آماری برای تعیین وضعیت رابطهٔ خطی یک متغیر کمّی با متغیر کمّی دیگر است. ضریب همبستگی، یکی از معیارهای مورد استفاده در تعیین ارتباط دو متغیر است و میزان و نوع رابطهٔ (مستقیم یا معکوس) آن دو را نشان می‌دهد. مقدار

جدول ۱- فهرست ویژگی‌های استخراج شده از نقشه‌های توپوگرافی

ویژگی	معادله
درجهٔ تعداد پیوندهای متصل به یک گره	$K_i = \sum_N a_{ij}$ درجهٔ گره i
کوتاه‌ترین طول مسیر، مبنایی برای اندازه‌گیری ادغام	$d_{ij} = \sum_N a_{uv}$ کوتاه‌ترین طول مسیر (فاصله)، بین گره‌های i و j،
میانگین فاصله بین گره‌ها	$L = \frac{1}{N}\sum_N L_i$ L_i: میانگین فاصله بین گره i و سایر گره‌ها
کارایی محلی	$E_{loc} = \frac{1}{N}\sum_N E_{loc.i}$ $E_{loc,i}$: بازده محلی گره i وشامل طول کوتاهترین مسیر بین j و h که فقط شامل همسایگان i باشد

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2025-11-03]
[DOI: 10.52547/shefa.11.1.46]

ضریب بین ۱- تا ۱ است و در صورت عدم وجود رابطه بین دو متغیر، نزدیک صفر است. ضریب همبستگی[۴] بین دو متغیر تصادفی X و Yمطابق رابطهٔ (۲) براساس کوواریانس و انحراف معیار σ آنها تعریف می‌شود.

$$corr(X \cdot Y) = \frac{cov(x \cdot y)}{\sigma_x \sigma_y}$$

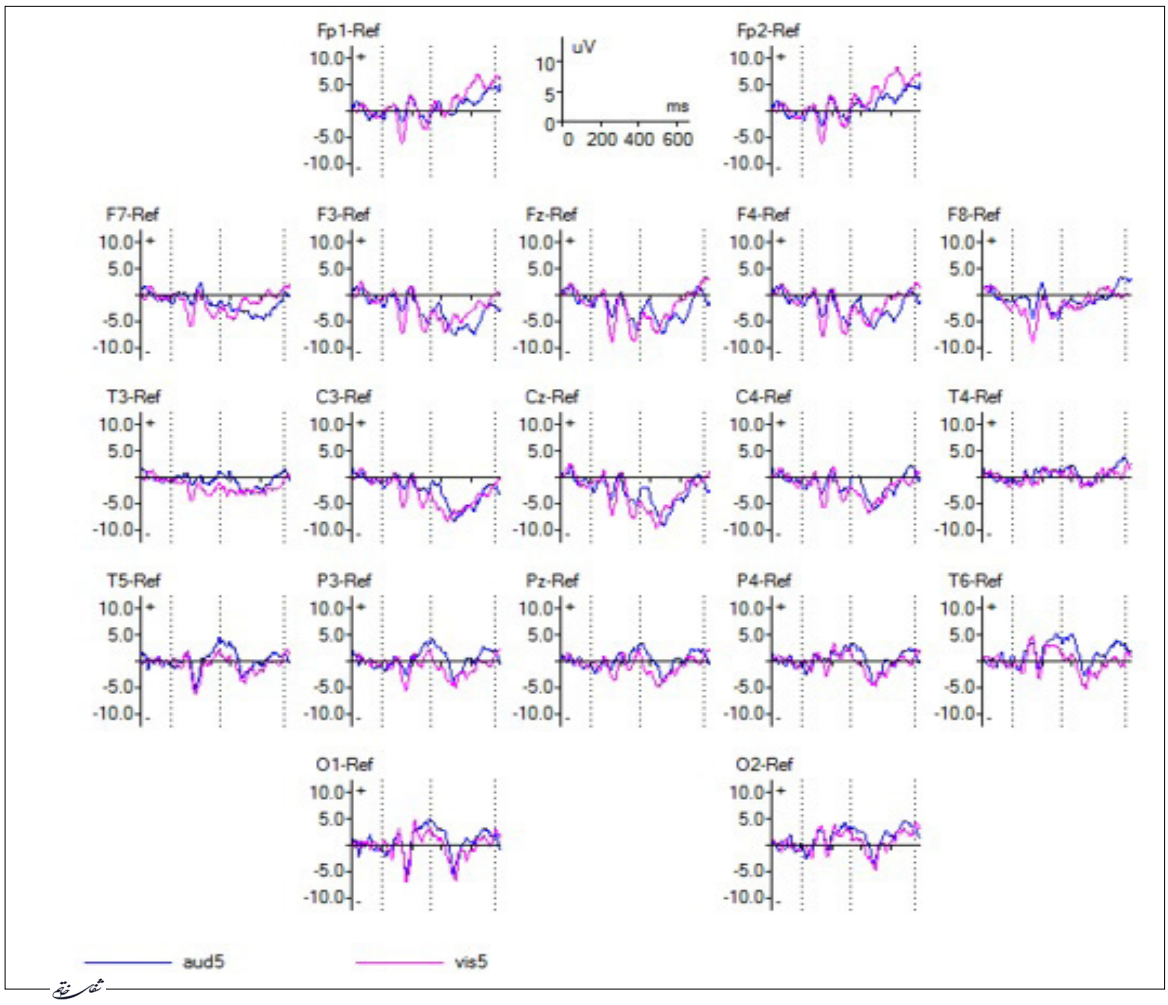
در تجزیه و تحلیل رگرسیون، شاخص میانگین مربعات خطا MSE[۵] براساس اختلاف مقادیر واقعی و مقادیر پیشگویی تعریف می‌شود که ترکیبی از دو شاخص بایاس و واریانس در ارزیابی توانایی تخمینگر می‌باشد. در این تحقیق جذر میانگین مربعات خطا[۶] مطابق رابطهٔ (۳) محاسبه و در ارزیابی توانایی تخمینگر رگرسیون استفاده شده است.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}(y_i - \hat{y}_i)^2}$$

یافته‌ها

در مطالعه حاضر، ثبت سیگنال ERP بر روی آزمودنی‌ها در حین انجام آزمون IVA انجام شد (تصویر۲). سپس از هر فریم ERP یک نقشه توپوگرافی تهیه شد. بخش‌های فعال از هر نقشه توپوگافی مشابه با الگوریتم ذکر شده در (۱۵) شناسایی شد. پس از آن، تغییر در جریان بخش‌های فعال مغز بین نقشه‌های توپوگرافی متوالی با استفاده از روش‌های جریان نوری به دست آمد. در نهایت نقشهٔ این تغییرات یا نمودار مغز حاصل شد. ویژگی‌ها از گراف مغز استخراج شدند که از آن ارزیابی اولیه با استفاده از آزمون تحلیل واریانس(P<۰/۰۵) انجام شد. در ادامهٔ این مرحله، هر یک از پارامترهای اصلی آزمون IVA و ویژگی‌های به دست آمده (جدول ۲) با استفاده از ماشین بردار پشتیبان- رگرسیون برآورد شد. نتایج حاکی از برآورد خوب از پارامترهای آزمون IVA بود.

پس از ثبت سیگنال‌های ذکر شده، نقشه‌های مغزی از داده‌های ERP با استفاده از نرم‌افزار EEGLab استخراج شد که هر کدام وضعیت فعالیت هر قسمت از مغز را در فریم‌های مختلف نشان می‌دهند. بخش‌هایی با



تصویر ۲- سیگنال ERP ثبت شده از نقاط مختلف سر مطابق سیستم ۱۰-۲۰، ناشی از تحریک شنیداری ۵ (هدف) و تحریک دیداری ۵ (غیر هدف)

[4] Correlation Coefficient
[5] Mean-Square Error (MSE)
[6] Root-Mean-Square Error (RMSE)

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2025-11-03]
[DOI: 10.52547/shefa.11.1.46]

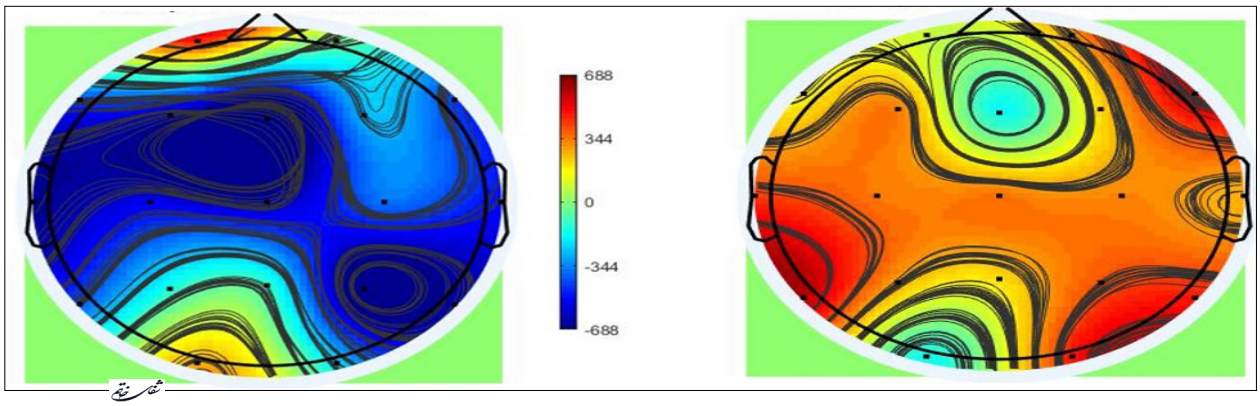
جدول ۲- نمونهٔ خروجی از آزمون IVA برای یک آزمودنی

شاخص‌های خروجی	شنوایی	دیداری
هوشیاری	۹۹	۱۱۵
تمرکز	۱۲۰	۱۱۸
سرعت	۶۳	۵۸
احتیاط	۱۰۸	۱۱۴
ثبات	۱۱۱	۱۲۲
استقامت	۱۰۳	۱۰۷
درک مطلب	۱۱۰	۱۰۸

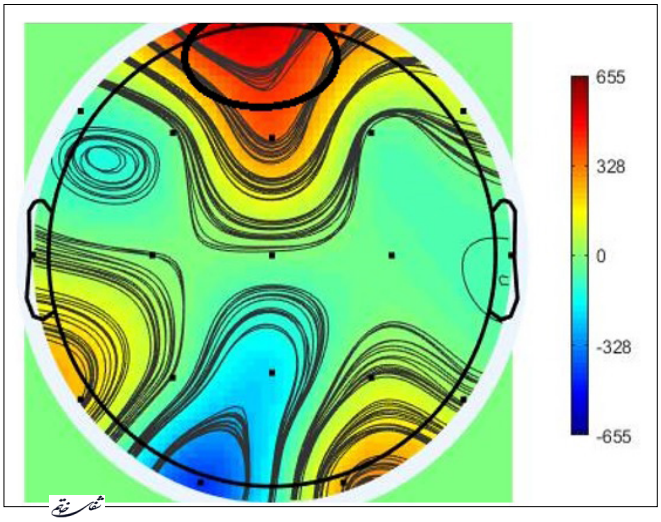
عملکرد فعال‌تر (که با رنگ قرمز مشخص شده‌اند) در نقشه‌های توپوگرافی از سایر قسمت‌ها اهمیت بیشتری دارند. در مطالعهٔ حاضر بخش‌های مختلف نقشه با فعالیت بالا شناسایی شد. برای این منظور آستانه‌هایی برای تعیین مناطق با فعالیت بالا تعیین شد. با دور شدن رنگ‌های نواحی از قرمز به سمت زرد، سبز و آبی، فعالیت مغز در آن قسمت خاص کاهش می‌یابد. نمونه‌ای از نقشهٔ مغز در تصویر ۳ نشان داده شده است. تفاوت بین دو شکل نشان دهندهٔ الگوهای مختلف در نقشه‌های مغزی است. همانطور که مشاهده می‌شود، سطح فعالیت مغز و همچنین توزیع فعالیت در مکان‌های مختلف متفاوت است.

در مرحلهٔ بعد، تصاویر به مقیاس خاکستری تبدیل شدند. لازم به ذکر است که آستانه در مقیاس خاکستری روی ۱۳۰ تنظیم شد. سپس مناطق با فعالیت بالا در هر فریم و همچنین هر نقشه شناسایی شد.

روش جریان نوری بر روی نقشه‌های توپوگرافی مبتنی بر



تصویر ۳- نمونه‌ای از متوسط توپوگرافی مغز در دو زمان مختلف از آزمون



تصویر ۴- توپوگرافی مغزی با ناحیهٔ فعال مغزی در ناحیهٔ فرونتال

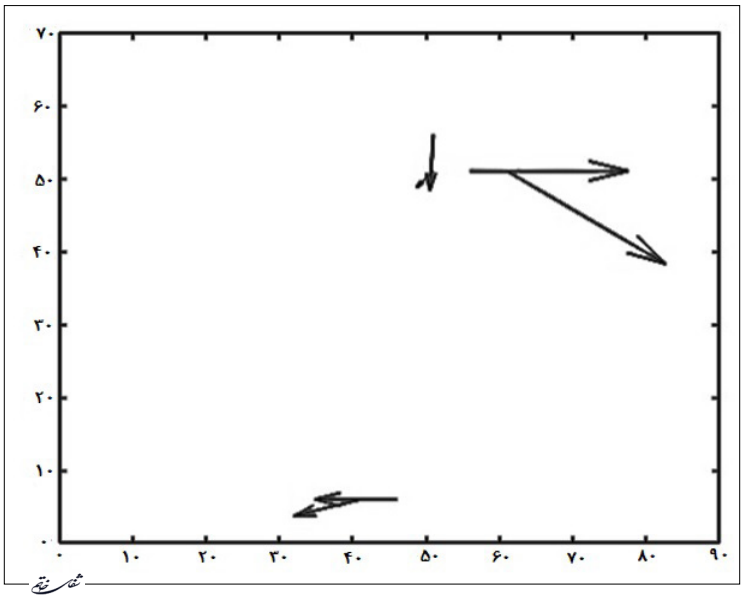
[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2025-11-03]
[DOI: 10.52547/shefa.11.1.46]

فریم متوالی برای تشخیص جریان تغییرات اعمال شد. در نتیجه بردارهای حرکتی که نمایانگر تغییرات مکان فعالیت مغز در فریم‌های مختلف بودند به دست آمد که چگونگی تغییرات نواحی فعال مغز در طول آزمایش در هر فرد بین لوب‌های مختلف مغز را نشان می‌داد. الگوریتم استخراج جریان نوری Lucas- Kanade پیاده‌سازی و تصویر زیر نمونه‌ای از خروجی این تکنیک می‌باشد.

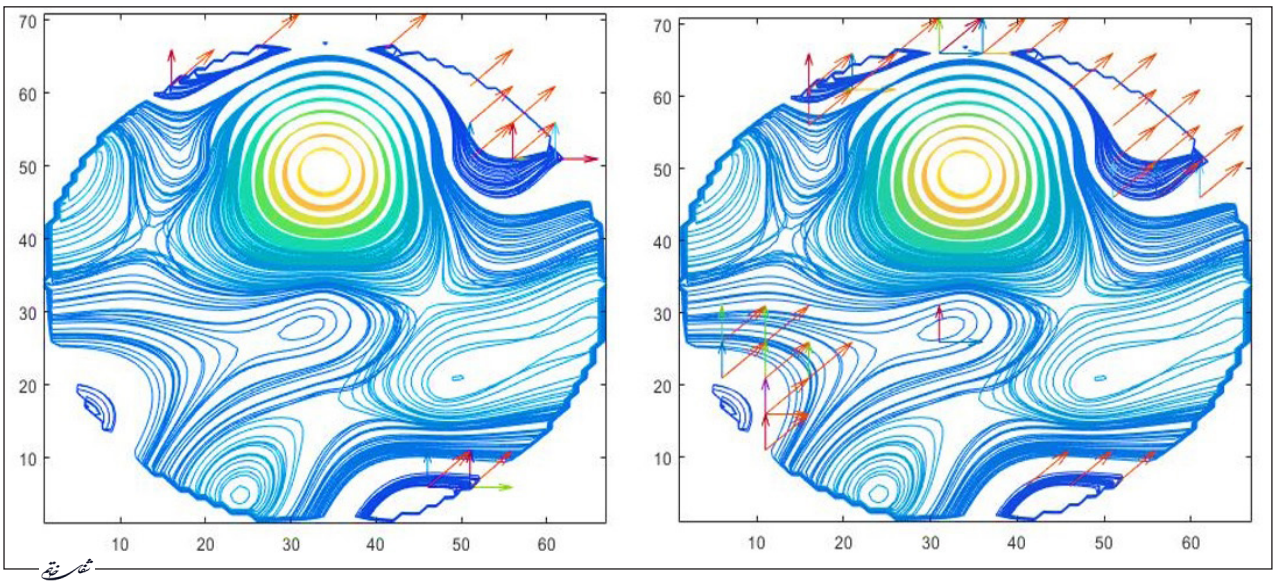
همانطور که در تصویر ۵ مشاهده می‌شود، تغییرات نواحی فعال دو فریم مختلف در روش Lucas- Kanade از لحاظ جهت و بزرگی تغییرات نشان داده شده است. لازم به ذکر است که هر چه آستانه کمتر باشد و نواحی فعال‌تری در مرحلهٔ تنظیم آستانه در نظر گرفته شود، قطعاً بردارهای حرکتی بیشتری مشاهده می‌شود که تحلیل نتایج را سخت و پیچیده می‌کند.

از این روی سعی شد برای حفظ بیشترین اطلاعات و به حداقل رساندن تعداد بردارها، با آزمون و خطا بالاترین آستانه در نظر گرفته شود. پس از انتخاب حد آستانهٔ مناسب، بردارهای حرکتی برای فریم‌های مختلف به دست آمد. همهٔ این بردارهای حرکتی حفظ شده و به‌عنوان یک نمودار مغزی رسم شدند. در مرحله آخر، ERP هر دسته از محرک‌ها (هدف دیداری ۳، هدف شنیداری ۵، بصری غیر هدف ۳ و شنیداری غیر هدف ۵) به فریم‌های مختلف تقسیم شد. سپس دو روش جریان نوری بر روی تمامی فریم‌ها اعمال شد و با استفاده از مجموع بردارهای حرکتی بین فریم‌های مختلف یک نقشه توپوگرافیکی ایجاد شد که نمونه‌ای از آن در تصویر ۶ قابل مشاهده است.

تصویر ۶ شامل اعمال روش پیشنهادی بر روی چند فریم



تصویر ۵- تغییر در دو فریم با استفاده از روش LC



تصویر ۶- نمونه‌های نقشه‌های توپوگرافی و تغییرات مرتبط به همراه بردار جریان نوری

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2025-11-03]
[DOI: 10.52547/shefa.11.1.46]

متوالی است که بردارهای هر شکل بیانگر میزان و جهت تغییرات نقاط فعال مغز است. اما تفاوت دو شکل در آستانه‌گذاری است. هرچقدر که آستانه کمتر انتخاب شود تغییرات بیشتری شناسایی می‌شود که لزوماً شناسایی این تغییرات اطلاعات مفیدی در بر نخواهند داشت. بنابراین، انتخاب آستانهٔ دقیق بسیار مهم است. اگر تعداد فریم‌ها افزایش یابد می‌توان جهت بردارهای حرکت را نادیده گرفت و حد آستانه را افزایش داد. در مرحلهٔ بعد، ویژگی‌هایی برای کمّی کردن نمودارهای مغز استخراج می‌شوند. موارد ذکر شده در جدول ۱ تشریح شده است. در نهایت بین ویژگی‌های استخراج شده و خروجی‌های آزمون IVA رگرسیون انجام شد که نتایج آن در جدول ۳ نشان داده شده است.

بحث و نتیجه‌گیری

در مطالعات پیشین به بررسی رابطهٔ بین ERP و تحریک‌های مختلف آزمون oddball پرداخته شد که نتایج بیانگر رابطهٔ معنی‌دار بین سیگنال ERP و تحریک‌های آزمون بوده است (۱۸). در گذشته تفکیک افراد سالم و افرادی که دچار ADHD هستند با استفاده از سیگنال مغزی و آزمون IVA انجام شده است که نتایج نشان می‌دهد می‌توان با استفاده از سیگنال‌های مغزی اختلال ADHD را با صحت بالایی تشخیص داد (۱۹). اخیراً پژوهش دیگری به پیش‌بینی کمبود توجه و تکانش‌گری از طریق آزمون IVA و ERP پرداخته که نتایج بیانگر رابطه بین سیگنال‌های مغزی و آزمون IVA است (۲۰). تاکنون تخمین شاخص‌های کنترل

جدول ۳- ارزیابی تخمین براساس داده‌های غیرهدف ERP

پارامتر	جذر میانگین مربعات خطا (RMSE)		ضریب همبستگی (CORR)	
	آموزش	آزمون	آموزش	آزمون
هوشیاری	۸/۵۱۵	۸/۷۰۲	۰/۸۱	۰/۸۰
تمرکز	۸/۳۸۱	۸/۴۸۶	۰/۸۵	۰/۸۱
سرعت	۸/۵۲۴	۸/۶۰۲	۰/۷۶	۰/۷۱
احتیاط	۷/۷۳۷	۷/۷۰۹	۰/۹۰	۰/۸۸
ثبات	۹/۲۷۰	۹/۳۹۰	۰/۹۲	۰/۹
استقامت	۸/۰۳۳	۸/۲۳۳	۰/۸۱	۰/۷۷
درک	۸/۱۰۷	۸/۱۱۹	۰/۸۳	۰/۷۸

جدول ۴- ارزیابی تخمین براساس داده‌های هدف ERP

پارامتر	جذر میانگین مربعات خطا (RMSE)		ضریب همبستگی (CORR)	
	آموزش	آزمون	آموزش	آزمون
هوشیاری	۸/۱۶۲	۸/۱۷۰	۰/۷۶	۰/۷۳
تمرکز	۷/۹۴۸	۸/۲۷۱	۰/۷۹	۰/۷۴
سرعت	۷/۷۹۰	۷/۹۹۶	۰/۸۶	۰/۸۵
احتیاط	۸/۵۶۹	۸/۸۰۱	۰/۸۶	۰/۸۳
ثبات	۸/۶۷۹	۸/۷۲۴	۰/۸۸	۰/۸۳
استقامت	۷/۸۰۲	۷/۹۳۳	۰/۸۸	۰/۸۵
درک	۹/۳۹۸	۹/۵۴۹	۰/۸۱	۰/۸۰

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2025-11-03]
[DOI: 10.52547/shefa.11.1.46]

پاسخ و توجه در آزمون IVA با استفاده از سیگنال‌های مغزی مورد بررسی قرار نگرفته است. اهمیت موضوع فوق در این است که می‌توان با استفاده از این شاخص‌ها انواع توجه را به صورت همزمان تخمین زد و همچنین در بهبود عملکرد و اوج کارایی افراد، می‌توان شاخص‌هایی را که ضعیف هستند شناسایی و تقویت نمود. در این پژوهش به‌منظور تخمین شاخص‌های توجه و امکان ارزیابی آن‌ها مبتنی بر سیگنال مغزی، تخمین شاخص‌های آزمون IVA با استفاده از ERP و جریان نوری در نقشه‌های مغزی مطالعه شده است. با عنایت به اینکه «توجه» یک شاخص شناختی پیچیده است، باید ویژگی‌های استخراج شدهٔ نحوهٔ تعامل و تغییر نواحی مختلف مغزی را کمّی نماید. برای این منظور جریان نوری نقشه‌های مغزی با استفاده از الگوریتم Lucas- Kanade به دست آمد. در ارزیابی ویژگی‌ها، معیارهای ادغام طول مسیر مشخصه از اهمیت بیشتری برخوردار بود. این ویژگی قابلیت بیان تراکم گره‌ها در هر فریم مغزی را دارد که نشان دهندهٔ اتصال مغز به صورت عمومی یا محلی است. در مطالعات پیشین به‌منظور پردازش سیگنال‌های مغزی، ویژگی‌هایی مانند نسبت توان باندها، ویژگی‌های فرکانسی و زمان- فرکانس استخراج شده است (۱۰-۸، ۶). این ابزارها ویژگی‌های ظاهری و لحظه‌ای در حوزهٔ زمان و فرکانس را استخراج می‌کنند. اما در مطالعهٔ حاضر به ردیابی تغییرات فعالیت در نواحی مختلف مغز پرداخته شده است که موجب بررسی سیر تغییرات پتانسیل عمل در سطح مغز بوده‌ایم که ردیابی این موضوع می‌تواند الگو تغییرات مغز حین توجه را آشکار نمایید. با توجه به نتایج، روش پیشنهادی ذکر شده می‌تواند شاخص‌های اصلی آزمون IVA را با استفاده از سیگنال ERP با صحت قابل قبولی تخمین زده و از این روش در کنار آزمون رایانه‌ای پیشین استفاده شود تا صحت و اطمینان نتایج در موارد تشخیصی قابل استناد باشد. هدف مطالعات بعدی بررسی سایر روش‌های استخراج جریان نوری بر روی نگاشت‌های مغزی است. در مطالعهٔ حاضر با استفاده از آزمون IVA که توانایی بالایی در ارزیابی انواع مختلف توجه دارد، ضمن برآورد شاخص‌های اصلی آزمون، با استفاده از ویژگی‌های استخراج شده از نحوهٔ ایجاد تغییرات در بخش‌های مختلف مغز و نظریهٔ آشوب، رابطهٔ فعالیت الکتریکی مغز با توانایی توجه در افراد بررسی شد. در مطالعات آتی می‌توان با افزایش تعداد افراد مورد آزمون و ارزیابی ویژگی‌های جدید، ضمن کاهش تعداد آنها، کاهش پیچیدگی سیستم را فراهم کرد. استفاده از ERP تک آزمایشی در ارزیابی توجه به‌عنوان یک چالش دیگر می‌تواند در تحقیقات آتی مورد توجه قرار گیرد.

منابع

1. Nani A, Manuello J, Mancuso L, Liloia D, Costa T, Cauda F. The neural correlates of consciousness and attention: two sister processes of the brain. Frontiers in Neuroscience. 2019:1169.

2. Moslemi B, Azmodeh M, Tabatabaei M, Alivandi Vafa M. The Effect of Transcranial Direct Current Stimulation on Dorsolateral Prefrontal Cortex: a Review of its Role on Cognitive Functions. The Neuroscience Journal of Shefaye Khatam. 2019;8(1):129-44.

3. Ptak R, Schnider A. The attention network of the human brain: relating structural damage associated with spatial neglect to functional imaging correlates of spatial attention. Neuropsychologia. 2011;49(11):3063-70.

4. Rosenberg MD, Finn ES, Scheinost D, Papademetris X, Shen X, Constable RT, et al. A neuromarker of sustained attention from whole-brain functional connectivity. Nature neuroscience. 2016;19(1):165-71.

5. Barry RJ, Clarke AR, Johnstone SJ. A review of electrophysiology in attention-deficit/hyperactivity disorder: I. Qualitative and quantitative electroencephalography. Clinical neurophysiology. 2003;114(2):171-83.

6. Moezzi S, Ghoshuni M, Amiri M. Assessment of the Effect of Transcranial Direct Current Stimulations (tDCS) in Focused Attention Enhancement Using Event-Related Potentials. Shefaye Khatam. 2020; 9 (1) :25-35.

7. Bashiri A, Shahmoradi L, Beigy H, Savareh BA, Nosratabadi M, N Kalhori SR, et al. Quantitative EEG features selection in the classification of attention and response control in the children and adolescents with attention deficit hyperactivity disorder. Future science OA. 2018;4(5):FSO292.

8. Rabin LA, Paolillo E, Barr WB. Stability in test-usage practices of clinical neuropsychologists in the United States and Canada over a 10-year period: A follow-up survey of INS and NAN members. Archives of Clinical Neuropsychology. 2016 May 1;31(3):206-30.

9. Kratz O, Studer P, Malcherek S, Erbe K, Moll GH, Heinrich H. Attentional processes in children with ADHD: an event-related potential study using the attention network test. International journal of Psychophysiology. 2011;81(2):82-90.

10. Mueller A, Candrian G, Grane VA, Kropotov JD, Ponomarev VA, Baschera G-M. Discriminating between ADHD adults and controls using independent ERP components and a support vector machine: a validation study. Nonlinear biomedical physics. 2011;5(1):1-18.

11. Rahimi M, Moradi MH, Ghassemi F. Comparison of brain effective connectivity in different states of attention and consciousness based on EEG signals. Biomedical

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2025-11-03]
[DOI: 10.52547/shefa.11.1.46]

Signal Processing and Control. 2019;51:393-400.

12. Sanchez-Lopez J, Silva-Pereyra J, Fernandez T. Sustained attention in skilled and novice martial arts athletes: a study of event-related potentials and current sources. PeerJ. 2016;4:e1614.

13. Ghafourian P, Ghoshuni M, Vosoogh I. Evaluation of Exam Anxiety in Healthy Subjects using Brain Signals Analysis. The Neuroscience Journal of Shefaye Khatam. 2020;8(3):61-9.

14. sadeghiyan f, Hasani H, Jafari M. Dimension Reduction in fMRI Images based on Metaheuristic Algorithm to Diagnose Autism. The Neuroscience Journal of Shefaye Khatam. 2021;9(3):1-11.

15. Lim SH, Nisar H, Thee KW, Yap VV. A novel method for tracking and analysis of EEG activation across brain lobes. Biomedical Signal Processing and Control. 2018;40:488-504.

16. Rubinov M, Sporns O. Complex network measures of brain connectivity: uses and interpretations. Neuroimage. 2010;52(3):1059-69.

17. Mohammadpoor M, Alizadeh A. Using Support Vector Machines as an Intelligent Algorithm for Detecting Seizures from EEG Signals. The Neuroscience Journal of Shefaye Khatam. 2021;9(2):1-9.

18. Ghassemi F, Moradi MH, TEHRANI DM, Abootalebi V, KHORRAMI BA, Mohammadian A. Relations between Levels of Sustained Attention and Event-Related-Potentials.

19. Kim J, Lee Y, Han D, Min K, Kim D, Lee C. The utility of quantitative electroencephalography and integrated visual and auditory continuous performance test as auxiliary tools for the attention deficit hyperactivity disorder diagnosis. Clinical Neurophysiology. 2015;126(3):532-40.

20. Ghoshuni M, Gharibi H, Vosough I. Predicting attention deficit and impulsivity in children with ADHD using brain signal analysis and integrated visual and auditory (IVA) test. Neuropsychology. 2021 Oct 23;7(3).

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2025-11-03]

[DOI: 10.52547/shefa.11.1.46]