

## Analysis of Feedback Effect on the Neural Sources of P300 Component

M. Sabeti<sup>1\*</sup>, R. Boostani<sup>2</sup>, and E. Moradi<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Assistant Professor, Computer Engineering Department, North Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran

<sup>2</sup>Associate Professor, CSE & IT Dept., Faculty of Electrical and Computer Engineering, Shiraz University, Shiraz, Iran

<sup>3</sup>Assistant Professor, Department of Neurosurgery, Mofid Children's hospital, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Receipt in the Online Submission System: 7/3/2019, Received in Revised Form: 1/12/2019, Accepted: 1/12/2019

### Abstract

The P300 event-related potentials (ERPs) has implicated in outcome evaluation and reward processing. It is controversial how reward processing affects the neural sources of P300. We try to investigate the effect of feedback on the neural sources of P300 component. Thirty healthy subjects were participated and their EEG signals were recorded by thirty channels through the start (30 minutes), feedback (60-90 minutes) and last (30 minutes) segments. We analyzed feedback segment where an equal number of audio and visual stimulus were applied to the participants to perform audio and visual recognition tasks. We punished participants for wrong answers where each wrong answer adds four more tests to this segment. The P300 component was extracted from the background EEG at all channels using the conventional time-locked synchronous grand averaging over all time frames and subjects. Next, two well-known source localization algorithms including standardize low resolution electromagnetic tomography (sLORETA) and shrinking sLORETA were applied to the P300 waveforms for estimating the activity of the P300 sources. Our finding show a significant increase in the activation of P300 sources in the feedback-locked compared to the stimulus-locked over right tempo-parieto-occipital areas (secondary association area) in visual recognition task, but difference of P300 sources is not significant in audio recognition task. The discrepancy between the audio and visual task confirms the hypothesis that our participants considered more probability of wrong answers in the audio task, but they respond to visual test with more confidence.

**Key words:** *P300 sources, source localization, feedback effect*

### \*Corresponding author

**Address:** Computer Engineering Department, North Tehran Branch, Islamic Azad University, P.O.Box: 1651153311, Tehran, Iran

**Tel:** +98-21-77009800

**Fax:** +98-21-77009847

**E-mail:** [m.sabeti@iau-tnb.ac.ir](mailto:m.sabeti@iau-tnb.ac.ir)



## تعیین اثر بازخورد بر منابع عصبی مولفه P300

ملیحه ثابتی<sup>۱\*</sup>، رضا بوستانی<sup>۲</sup>، احسان مرادی<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup>استادیار، گروه مهندسی کامپیوتر، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد تهران شمال، تهران، ایران

<sup>۲</sup>دانشیار، گروه کامپیوتر و فن آوری اطلاعات، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران  
<sup>۳</sup>استادیار، گروه جراحی مغز و اعصاب، بیمارستان کودکان مفید، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۷/۱۲/۱۶، بازنگری: ۱۳۹۸/۹/۱۰، پذیرش قطعی: ۱۳۹۸/۹/۱۰

### چکیده

نتایج تحقیقات پیشین حاکی از تاثیر یادگیری (پاداش/تنبيه) بر روی ویژگیهای پتانسیل وابسته به رویداد P300 است. در این تحقیق یک لایه پردازشی جلوتر رفته و با اعمال الگوریتمهای مکان یابی بر روی مولفه P300 مستخرج شده از کانالها، تاثیر بازخورد را دقیق تر در منابع مغزی مولفه P300 اندازه گیری می کنیم. در این راستا، سیگنالهای EEG از ۳۰ فرد سالم در حین آزمونهای دیداری و شنیداری را از طریق ۳۰ الکتروود سطحی (از جنس نقره) در سه فاز شروع (۳۰ دقیقه)، بازخورد (۶۰-۹۰ دقیقه) و پایان (۳۰ دقیقه) ثبت کردیم. تعداد محرک های دیداری و شنیداری برای تمامی افراد در فاز بازخورد بصورت یکسان اعمال گردید تا شرکت کنندگان بتوانند محرکهای دیداری و شنیداری را شناسایی کنند. در این فاز، شرکت کنندگان برای پاسخ های نادرست جریمه می شدند بطوریکه به ازاء هر پاسخ نادرست، چهار آزمون دیگر به این فاز اضافه می گردید. سپس الگوهای P300 را با استفاده از میانگین گیری گسترده زمانی (Asynchronous Grand Average) بر روی تمامی افراد استخراج کردیم. در ادامه، الگوریتمهای مکان یابی استاندارد توموگرافی الکترومغناطیس با رزولوشن پایین (sLORETA) و (LORETA) کاهش دهنده برای تخمین فعالیت منابع مغزی P300 به کار گرفته شدند. نتایج ما در تحلیل منابع مولفه P300 بازخورد، حاکی از افزایش معنی دار و قابل توجهی از تغییرات، بخصوص در نواحی آهیانه ای-خلفی راست (نواحی ارتباطی ثانویه) در منابع مولفه P300 بازخورد در مقایسه با منابع مغزی مولفه P300 تحریک در آزمون دیداری را نشان می دهد اما این اختلاف در آزمون شنیداری معنادار نیست. اختلاف بین آزمون دیداری و شنیداری این فرضیه را تایید می کند که شرکت کنندگان ما احتمال اشتباه پاسخ دادن را در آزمون های شنیداری محتمل می دانستند و با اطمینان بیشتری به آزمون های دیداری پاسخ می دادند.

کلیدواژه‌ها: منابع مغزی P300، مکان یابی منبع، اثر بازخورد

\*نویسنده مسئول

نشانی: گروه مهندسی کامپیوتر، دانشکده برق و کامپیوتر، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد تهران شمال، تهران، ایران، کدپستی ۱۶۵۱۱۶۳۳۱۱

تلفن: +۹۸(۲۱)۷۷۰۰۹۸۰۰

دورنگار: +۹۸(۲۱)۷۷۰۰۹۸۴۷

پست الکترونیکی: m.sabeti@iau-tnb.ac.ir

## ۱- مقدمه

P300 یکی از شناخته شده ترین مولفه های سیگنال پتانسیل وابسته به رویداد (ERP) است که در حین فعالیت های ذهنی مرتبط با حافظه و توجه، بروز و ظهور پیدا میکند [1, 2]. چالش اصلی در تحلیل P300، شناسایی تغییرات مولفه های P300 در حین فعالیتهای متفاوت ذهنی است چرا که موجک P300 دامنه بسیار کمی دارد و معمولا در فرآیند متوسط گیری استخراج میگردد. به همین علت شناسایی تغییرات P300 تحت تاثیر عوامل متعددی از جمله فرد، تعداد ثبت های اخذ شده، کیفیت دستگاه ثبت EEG<sup>۲</sup> و همچنین الگوریتم های حذف نویز دارد و در کاربردهای کلینیکی، از دست رفتن کیفیت P300 استخراج شده از EEG و در نتیجه عدم تشخیص تغییرات مولفه های آن به کررات اتفاق می افتد [3].

اولین مطالعه با استفاده از الکترودهای عمقی در مناطق گیجگاهی-میانی در بیماران مبتلا به صرع نشان داد که هیپوکامپ به عنوان منبع P300 شناخته می شود [4]. در مقابل، مطالعات دیگر بر روی بیمارانی که سابقه لوبکتومی یا آسیب لوب گیجگاهی-میانی داشتند، نشان داد که هیپوکامپ نمی تواند منبع منحصر به فرد این مولفه باشد [5]. در حقیقت، بخش های پیشانی، آهیانه ای، گیجگاهی و سیستم لیمبیک به عنوان منبع P300 [6, 7] شناخته می شوند و تصاویر fMRI اخذ شده نیز دلالت بر همین نتیجه دارد [8]. مولفه P300 نقش مهمی در پردازش بازخورد و رمزگذاری حافظه بازی می کند. در فرایند تصمیم گیری، مولفه P300 بازخورد، متناسب با انتظار پاداش و مقدار پاداش تغییر می کند، اما این مولفه عموما با ارزش بازخورد (پاداش یا جریمه بودن) تغییر نمی کند. بنابراین، می توان نتیجه گرفت که این مولفه ممکن است مربوط به بروز رسانی انتظارات حاصل از نتایج باشد [9, 10]. یافته های دیگر حاکی از آن است که P300 با بروز رسانی حافظه فعال<sup>۳</sup> و رمزگذاری اطلاعات جدید مرتبط است [11, 12].

Wu و همکاران [13] تاثیر دو پارامتر ارزش و مقدار پاداش را بر مولفه P300 مطالعه کردند. نتایج آن ها نشان داد که مولفه P300 به فرآیند ارزیابی پیامد از جمله ارزش، مقدار و انتظار پاداش که همگی این عوامل مربوط به تخصیص منابع توجه<sup>۴</sup> هستند، حساس است. Ernst و همکاران [14] نشان دادند که P300 مستقیما با پردازش بازخورد در پاسخ های درست مرتبط است. یافته های آن ها نشان داد که بازخورد مثبت با P300 بزرگتری

نسبت به بازخورد منفی همراه است در واقع P300 نشان دهنده یک فرآیند یادگیری است که هر دو بازخورد اولیه و اطلاعات در مورد پاسخ صحیح را ترکیب می کند. آن ها پیشنهاد کردند که P300 بازخورد نشان دهنده فرآیند یادگیری است که از همخوانی بازخورد پاسخ اولیه با حافظه فعال نشات می گیرد [14]. نتیجه آنها تایید این فرضیه است که ارزیابی بازخورد زمانی به طور خاص سریع و کارآمد است که با پاسخ موجود در حافظه فعال هم راستا باشد. در این رابطه، به روز رسانی آئی حافظه فعال ایجاد می شود که در آن پاسخ صحیح با محتوای اطلاعات زمینه ای که ارزیابی را تسهیل می کند، مرتبط است [14]. دامنه P300 می تواند نشان دهد که حافظه فعال یا فرایند تصمیم گیری که از طریق آن بازخورد ارزیابی می شود به روز شده اند. از آنجا که شرکت کنندگان به طور معمول تنها واکنش انتخابی را در حافظه فعال نگه می دارند، یادگیری سریع توسط یک P300 بزرگ برای آزمایش های با بازخورد مثبت نشان داده می شود [14].

در یک مطالعه دیگر توسط Hajcak و همکاران [15]، نشان داده می شود که مولفه P300 با بازخورد غیرمنتظره افزایش می یابد، اما این مولفه به ارزش بازخورد (مثبت یا منفی بودن) حساس نیست. آن ها گزارش دادند که مولفه P300 به انتظار پاداش حساس است و دامنه مولفه P300 در بازخوردهای غیرمنتظره در مقایسه با بازخوردهای مورد انتظار بیشتر است. Zeiler و همکاران [16] سه مطالعه را برای مقایسه تاثیر دو نوع بازخورد (نماد و تصاویر چهره احساسی) بر روی مولفه P300 انجام دادند. شرکت کنندگان در این مطالعه، بازخورد مثبت و منفی از عملکردشان در یک آزمون تخمین زمان را دریافت کردند. در مطالعه ۱، بازخورد به شکل نماد علامت مثبت یا منفی تعریف شد در حالی که در مطالعه ۲ و ۳ بازخورد بصورت ترکیبی از نماد و چهره (چهره شاد یا خشمگین) در نظر گرفته شد. نوع بازخورد به طور تصادفی از یک آزمون به آزمون دیگر در مطالعه ۲ متغیر بود، در حالی که در مطالعه ۳ نوع بازخورد در طی ۵۰ آزمون پایدار بود. تحلیل آماری آنها نشان داد که دامنه مولفه P300 در بازخورد مثبت و استفاده از چهره بعنوان بازخورد بزرگ تر بود. علاوه بر این، آن ها دریافتند که تحلیل ارزش بازخورد (مثبت یا منفی بودن بازخورد) و برجستگی آن با مکانیزم عصبی یکسانی در مغز پردازش می شوند.

<sup>۲</sup> Working memory<sup>۴</sup> Attentional<sup>۱</sup> Event-related potential<sup>۲</sup> Electroencephalography

کلی مغز (محل احتمالی منابع) و حتی وضعیت ذهنی شرکت کنندگان است [24, 25]. ثابتی و همکاران [26] دو الگوریتم مکان‌یابی با وضوح بالا و پایین شامل sLORETA و sLORETA کوچک شونده را به طور همزمان برای رسیدن به جزییات منابع P300 استفاده کردند. نتایج آن‌ها نشان داد که منابع P300 در ناحیه وسیعی از قشر مغز توزیع شده‌اند. در مطالعه ای دیگر، ثابتی و همکاران [27] تاثیر خستگی ذهنی بر منابع عصبی مولفه‌های P300 را بررسی کردند. نتایج آن‌ها نشان داد که کاهش قابل توجهی در فعالیت منابع P300 در اثر خستگی ذهنی پس از کار طولانی مدت در نواحی ارتباط دهنده لوبهای گیجگاهی، آهیانه ای پشتی (ناحیه ارتباطی ثانویه) وجود دارد. Schimpf و همکاران [28] از الگوریتم SSLOFO برای شناسایی منابع عصبی P300 استفاده کردند در حالی که از مزایای رزولوشن زمانی بالای EEG استفاده می‌کنند. آن‌ها نشان دادند که نتایج بدست آمده با مطالعات تصویربرداری عصبی کاربردی<sup>۶</sup> پیشین سازگار هستند.

اگرچه تاثیر بازخورد بر خصوصیات مولفه P300 (دامنه و تاخیر) تاکنون مورد بررسی قرار گرفته است، با این وجود هنوز در ارتباط بین P300 و پایش عملکرد<sup>۷</sup> ابهاماتی وجود دارد. به عبارتی دیگر، هنوز بطور دقیق مشخص نیست که چه قسمت‌هایی از مغز در نظارت بر عملکرد شرکت دارند. بنابراین هدف این مطالعه، تجزیه و تحلیل اثر بازخورد بر منابع عصبی مولفه P300 می‌باشد تا بتوانیم درک بهتری از ارتباط بین مولفه P300 و پایش عملکرد داشته باشیم. برای نیل به این هدف، روشهای مکان‌یابی sLORETA و sLORETA کاهش دهنده به منظور تخمین توزیع منابع مغزی P300 بازخورد، بر روی P300 های مستخرج از EEG ها اعمال شدند تا تاثیر بازخورد را بر روی منابع P300 بهتر و دقیقتر اندازه گیری کنیم. مابقی این مقاله به شرح زیر سازماندهی شده‌است. بخش ۲ مجموعه داده‌ها و روشهای پیش‌پردازش سیگنالهای EEG را معرفی می‌کند. در بخش ۳، ما توضیح می‌دهیم که چگونه الگوریتم sLORETA و الگوریتم sLORETA کاهش دهنده را پیاده سازی کردیم. نتایج بدست آمده، مزایا و معایب روش‌های مورد استفاده در بخش ۴ مورد بحث قرار گرفته است. در نهایت در بخش ۵، ابتدا یک جمع بندی ارائه میشود و با یک افق برای آینده این مطالعه به اتمام میرسد.

Zhang و همکاران [17]، تغییرات مولفه P300 را برای بازخورد ساده و پیچیده بررسی کردند. آن‌ها از تعدادی شرکت کننده خواستند تا جذابیت چهره‌های غیر واضح و مات را قضاوت کنند، سپس تصاویر واضح به عنوان بازخورد به شرکت کنندگان نشان داده شد. در ابتدا، شکل موج ERP الگوی معمول مولفه P300 را نشان نداد. بنابراین، از تحلیل اجزای اصلی (PCA)<sup>۵</sup> استفاده شد تا یک الگوی روشن از مولفه P300 استخراج شود. با این استدلال که مولفه P300 ممکن است با فرایندهای شناختی پیچیده دیگری برای محرک های پیچیده احاطه شده باشد. نتایج آن‌ها نشان داد که مولفه P300 برای تصاویری با قضاوت اولیه درست بزرگتر از مولفه P300 با قضاوت اولیه نادرست است، علاوه بر این دامنه مولفه P300 چهره‌های جذاب بزرگتر از چهره های غیر جذاب است. یافته‌های آن‌ها حاکی از آن است که منابع مغزی درگیر در پردازش بازخورد پیچیده به طور کلی مشابه بازخورد ساده می‌باشند.

Mai و همکاران [18] نشان دادند که دو مولفه P300 و FRN از سیگنال ERP به ارزش پاداش یا نتیجه عملکرد حساس هستند و هر دوی این مولفه‌ها جنبه‌های مختلفی از ارزیابی پیامد را کدگذاری می‌کنند. مارتین [19] دو مولفه بالقوه FRN و P300 که با یادگیری همراه با بازخورد مرتبط هستند را مورد بررسی قرار دارند. نتایج مطالعه ایشان نشان داد که مولفه FRN در بازخورد منفی دامنه بزرگتری نسبت به بازخوردهای مثبت دارد اما تاثیر مقدار پاداش روی مولفه FRN چندان واضح نیست. در نهایت ایشان، این فرضیه را مطرح نمودند که FRN حساسیت بیشتری نسبت به ارزش بازخورد دارد ولی P300 حساس به مقدار یا بزرگی بازخورد است.

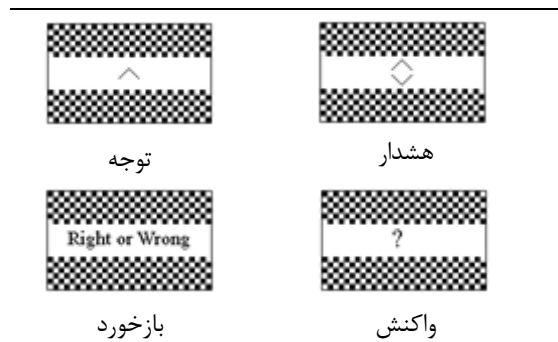
در حال حاضر ابهاماتی در مورد منابع عصبی مولفه P300 وجود دارد، اما با توجه به دامنه بزرگ این مولفه، بنظر می‌رسد که این مولفه دارای منابع توزیع شده وسیعی باشد. الگوریتم‌های مختلفی نظیر توموگرافی الکترومغناطیسی با رزولوشن پایین (LORETA) [20]، الگوریتم LORETA استاندارد [21]، الگوریتمهای FOCUSS [22] و SSLOFO [23] برای مکان‌یابی و تخمین منابع عصبی سیگنال‌های EEG پیشنهاد شده‌اند. مکان‌یابی منبع براساس پتانسیل روی سطح سر، نیازمند حل یک مساله معکوس با چندین راه‌حل احتمالی است که در آن انتخاب یک راه‌حل خاص اغلب مستلزم دانش قبلی از فیزیولوژی

<sup>۷</sup> Performance monitoring

<sup>۵</sup> Principal component analysis

<sup>۶</sup> Functional neuroimaging

هر دو آزمون دیداری و شنیداری، پایین تر از یک حد آستانه نگه می‌داریم. بنابراین عمل بازشناختی در مقایسه با فاز شروع برای فرد شرکت کننده سخت تر خواهد بود تا تضمین شود که فرد پاسخ های نادرست هم داشته باشد. سخت تر شدن آزمون با کاهش مدت زمان نمایش فلاش در آزمون دیداری (و کاهش مدت زمان پخش صدا در آزمون شنیداری) صورت می‌گرفت.



شکل ۱. تصویری از مراحل مختلف آزمون بازشناختی دیداری

در این مطالعه، داده‌های EEG با استفاده از یک سیستم نورواسکن Synamps با ۳۲ کانال و تقویت کننده سیگنال K ۷۵ ثبت شدند. برای ثبت نمونه‌های EEG، از ۳۰ الکتروود بر مبنای سیستم الکتروودگذاری ۲۰-۱۰ با در نظر گرفتن لاله‌های گوش متصل بهم (دو الکتروود) به عنوان پتانسیل مرجع استفاده شد. داده‌های EEG با فرکانس ۲۵۰ هرتز در الکترودهای Fp1, Fp2, F3, F4, FC3, FC4, C3, C4, CP3, CP4, P3, P4, O1, O2, F7, F8, FT7, FT8, T3, T4, TP7, TP8, T5, T6, Fz, FCz, Cz, CPz, Pz, Oz علاوه بر این از یک الکتروود اضافی برای ثبت سیگنال EOG<sup>۹</sup> عمودی استفاده شد. پس از ثبت سیگنالها، سیگنال‌های EEG توسط یک فیلتر میان گذر (Butterworth مرتبه ۵) در بازه فرکانسی ۰.۵ تا ۴۵ هرتز فیلتر شدند تا رنج وسیعی از نویزها مانند آرتیفکت های حرکتی و فرکانسهای بالا مانند نویز برق شهر و فرکانسهای رادیویی حذف گردند. پس از اعمال فیلتر میان گذر، یک فرد خبره با بازبینی چشمی سیگنالهای EEG، بازه های نویزی سیگنال را حذف نمود و در پایان از الگوریتم ICA<sup>۱۰</sup> [29] به منظور حذف مولفه های مستقل نویزی و EOG استفاده گردید.

### ۳- روش ها

سیگنال EEG پس‌زمینه را می‌توان با انتگرال زمانی-مکانی فعالیت نورونی مغز توصیف کرد [۳۰]. علاوه بر این، هنگامی که

### ۲- جمع آوری داده ها

سی فرد سالم از میان دانشجویان دانشگاه شیراز (۲۰ مرد و ۱۰ زن) در محدوده سنی ۱۸ تا ۳۰ سال (با میانگین سنی ۲۳،۴۰ سال و انحراف معیار ۳،۶۷) در این مطالعه شرکت کردند. از هر فرد شرکت کننده درخواست شد تا با چشمان باز بر روی یک صندلی راحت بنشیند تا سیگنال گیری در سه فاز مختلف انجام گیرد. مدت سیگنال گیری برای هر فرد بصورت متوسط ۱۵۰ دقیقه به طول انجامید. برای جلوگیری از هر گونه نویز عضلانی (EMG)<sup>۸</sup>، گردن افراد به پشتی صندلی تکیه داده می‌شد و پاهای فرد شرکت کننده بر روی سکویی قرار می‌گرفت تا فرد تا حد امکان احساس راحتی کند و تکانهای فرد به حداقل برسد. هر فرد عمل بازشناختی دیداری و شنیداری را در سه فاز متوالی شروع (۳۰ دقیقه اول)، بازخورد (۶۰ تا ۹۰ دقیقه) و پایان (۳۰ دقیقه آخر) انجام می‌دهد. هر فاز دارای تعداد یکسانی از آزمون‌های تشخیص دیداری و شنیداری است و هر آزمون شامل چهار مرحله هشدار، توجه، واکنش، و بازخورد می‌باشد.

شکل ۱ تصویر ساده‌ای از آزمون دیداری را نشان می‌دهد. در ابتدای هر آزمون، افراد دو فلاش را به عنوان علامت هشدار (آماده باش) می‌بینند. در مرحله توجه، یکی از فلاش‌ها پدیدار می‌شود. در مرحله واکنش، علامت سوال نمایان می‌شود و شرکت کننده می‌بایست با فشار دادن کلید مکان نمای بالا یا پایین پاسخ دهد که کدام فلاش در مرحله توجه ظاهر شده است. در مرحله پایانی، بازخورد پاسخ بصورت پیام درست یا غلط نشان داده می‌شود. آزمون شنیداری مشابه آزمون دیداری انجام می‌شود با این تفاوت که در این آزمون شرکت کننده می‌بایست بین دو صدای زیر و بم تمایز قائل شود. آزمون های دیداری و شنیداری به تناوب اعمال می‌شوند و برای شروع آزمون بعدی، شرکت کنندگان می‌بایست یک کلید را فشار دهند. هر آزمون دیداری یا شنیداری حدود ۷ ثانیه طول می‌کشد.

هر فاز شامل ۱۰۰ آزمون دیداری و ۱۰۰ آزمون شنیداری است. در فاز بازخورد، ما شرکت کنندگان را بخاطر پاسخ‌های نادرست، جریمه می‌کنیم به این صورت که هر پاسخ نادرست، چهار آزمون دیگر به این فاز اضافه خواهد کرد. بنابراین، فاز بازخورد مدت زمان طولانی تری در مقایسه با دو فاز شروع و پایان خواهد داشت. در بخش بازخورد، ما دقت شناسایی را برای هر فرد در

<sup>۸</sup> Electromyography

<sup>۹</sup> Electrooculogram

<sup>۱۰</sup> Independent component analysis

روش حداقل مربع استفاده می کند با این محدودیت که راه حل هایی را که دارای نرم بزرگی هستند را جریمه خواهد کرد. راه حل نهایی الگوریتم sLORETA به شکل زیر است:

$$s_i = L_i^T [L_i L_i^T + \lambda_i I]^{-1} X \quad (4)$$

که در آن  $[\cdot]^{-1}$ ، معکوس ماتریس را نشان می دهد و اضافه کردن جمله  $\lambda_i I$  به  $L_i L_i^T$  از روبرو شدن با وضعیت ill-posed در فرایند معکوس گرفتن از ماتریس  $L_i L_i^T$  جلوگیری می کند. دومین الگوریتم مکان یابی در این مطالعه، الگوریتم sLORETA کاهش دهنده فرض می کند که منابع داخل مغز قانونی تر هستند و وضوح مکانی بالایی را به روش تکراری ایجاد می کند. در این الگوریتم، فضای جستجو با حذف نقاط بدون فعالیت تغییر می یابد. در حقیقت این الگوریتم، فضای منابع را بعد از هر تکرار، کاهش می دهد که منجر به کاهش قابل توجهی در هزینه محاسباتی می گردد. جدول ۱ نشان می دهد که چگونه این الگوریتم بعد از هر تکرار فضای منابع را کاهش می دهد.

جدول ۱. الگوریتم sLORETA کاهش دهنده

۱. چگالی جریان منابع مغزی توسط الگوریتم sLORETA تخمین زده می شود.

۲. ماتریس وزن دهی C به صورت زیر مقداردهی اولیه می شود

$$C_0 = (W_0^{-1})^T W_0^{-1}$$

$$W_0 = \text{diag}(\hat{S}_0(1), \hat{S}_0(2), \dots, \hat{S}_0(3m))$$

۳. میزان فعالیت منابع مغزی به صورت زیر محاسبه می شود

$$\hat{S}_i^T(l) [L_i(l, l)]^{-1} \hat{S}_i(l)$$

۴. گره های برجسته تر (گره هایی با فعالیت بیشتر) و همسایه های آن ها را حفظ کنید. بنابراین فضای جستجوی جدید تنها شامل گره های حفظ شده خواهد بود.

۵. ماتریس وزن دهی را به صورت زیر بروزرسانی کنید

$$W_i = P W_{i-1} [\text{diag}(\hat{S}_{i-1}(1), \hat{S}_{i-1}(2), \dots, \hat{S}_{i-1}(3m))]^{-1}$$

$$P = \text{diag}\left[\frac{1}{\|K_1\|}, \dots, \frac{1}{\|K_{3m}\|}\right]$$

۶. تا زمانی که تغییرات ماتریس وزن دهی ناچیز شود مراحل ۳ تا ۵ تکرار می گردد.

یک محرک به یکی از حواس اعمال می شود، منابع مربوطه از بخش های ویژه ای از مغز فعال می شوند. طبق مدل منبع، انتشار خطی جریان های الکتریکی منابع داخل مجسمه منجر به ایجاد پتانسیل در پوست سر می شود. این مدل فرض می کند که یک ناحیه کوچک از بافت فعال در مغز را می توان با یک منبع دوقطبی جریان نشان داد:

$$X = LS + N = \sum_{i=1}^m L_i s_i + N \quad (1)$$

که در آن ماتریس X با ابعاد  $n \times T$  نشان دهنده سیگنال EEG بر روی کانال های سر، n تعداد کانالها، T تعداد نمونه های ثبت شده سیگنال EEG در هر کانال است. ماتریس S با ابعاد  $m \times T$  چگالی منابع الکتریکی داخل مجسمه، و N نویز را نشان می دهند (معمولاً فرض می شود نویز گوسی باشد). L ماتریس Lead-field با ابعاد  $n \times m$  است که توصیف کننده الگوی انتشار رو به جلوی منابع عصبی بر روی الکترودها است. ماتریس L را می توان به m زیر ماتریس  $L_i$  تجزیه کرد

$$L = [L_1 \dots L_i \dots L_m] \quad (2)$$

جایی که بردار  $L_i$  با ابعاد  $n \times 1$  حامل پتانسیل های مشاهده شده در الکترودها است زمانی که بردار منبع دارای دامنه واحد در نقطه i باشد و دامنه مابقی نقاط صفر باشد. این ماتریس شامل اطلاعات هندسی در مورد موقعیت منابع و الکترودها و همچنین خواص رسانایی لایه های مختلف (مابع مغزی-نخاعی، مجسمه و پوست سر) می باشد. در این مطالعه، برای محاسبه ماتریس L از مدل المان مرزی (BEM<sup>11</sup>) [31] استفاده شده است. شکل ۲ یک نمای کلی از این مطالعه را ارائه می دهد. هدف از مکان یابی منبع، تخمین موقعیت منابع توزیع شده داخل مغز است که فعالیتشان با ایجاد الگوی خاصی به سیگنال EEG پس زمینه اضافه می شود. مکان یابی منابع با استفاده از این روش نیازمند حل یک مساله معکوس است. انتخاب یک راه حل خاص، اغلب نیازمند دانش فیزیولوژیکی در رابطه با مغز است. اولین الگوریتم مکان یابی منبع مورد استفاده در این مطالعه sLORETA، راه حل منحصر به فردی برای مسئله معکوس با استفاده از تابع هزینه زیر ارائه می کند:

$$\|X - LS\|^2 + \lambda \|S\|^2 \quad (3)$$

که در آن  $\lambda$  یک عدد ثابت مثبت است که بعنوان پارامتر تنظیم کننده شناخته می شود و  $\|\cdot\|$  نشان دهنده نرم اقلیدسی است. به عبارت دیگر، الگوریتم sLORETA برای تخمین ماتریس منابعی که داده های کانالهای EEG را تولید نماید از

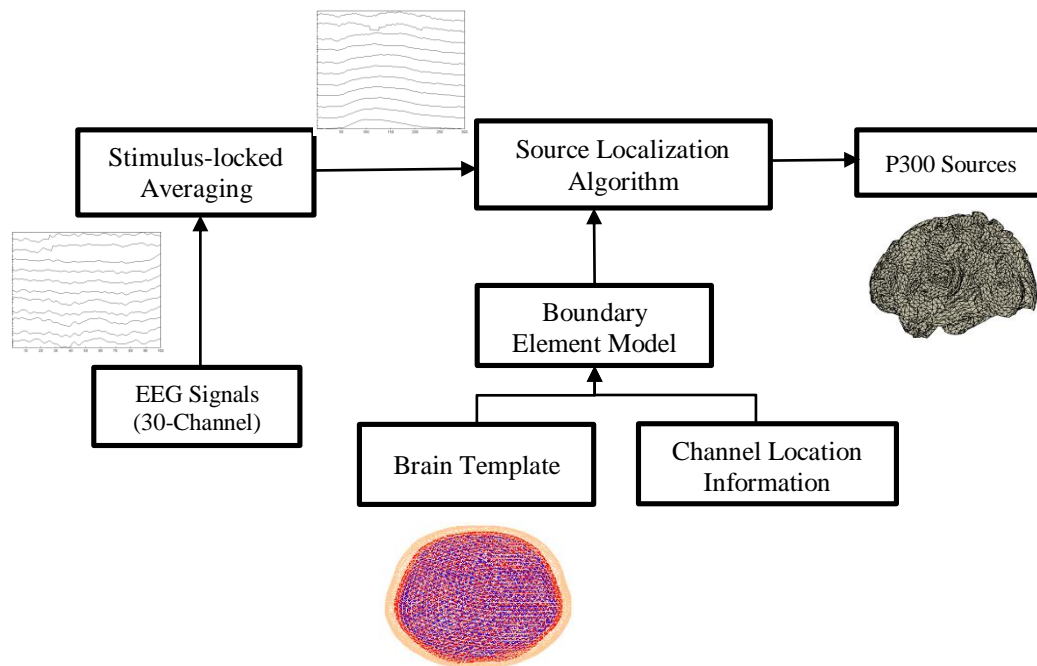
#### ۴- یافته ها و بحث

در این مطالعه، ابتدا می بایست مولفه P300 را در هر دو آزمون دیداری و شنیداری استخراج نمود. از آنجا که شکل موج ضعیف ERP توسط سیگنال قوی تر EEG پس زمینه احاطه شده است، اغلب روش های استخراج ERP فرض می کنند که EEG

<sup>11</sup> Boundary element model

استخراج نمود. بعد از این متوسط گیری، سیگنال EEG پس‌زمینه محو می‌شود در حالی که سیگنال ERP برجسته خواهد شد.

پس‌زمینه مشابه نویز سفید است و سیگنال ERP از نظر زمانی تغییر چندانی نمی‌کند. بنابراین می‌توان سیگنال ERP را با استفاده از متوسط گیری زمانی بر روی آزمون های متوالی



شکل ۲. نمای کلی از فرایند مکان یابی منابع مولفه P300

با جزئیات بیشتری نمایش دهد. همانگونه که شکل ۳ نشان می‌دهد، P300 تحریک یک مثبت گرایی است که در حدود ۳۰۰ میلی ثانیه بعد از آغاز تحریک ظهور می‌کند و P300 بازخورد یک مثبت گرایی را در حدود ۳۰۰ میلی ثانیه بعد از شروع نمایش بازخورد نشان می‌دهد. از آنجایی که مولفه P300 با بازخورد بزرگتر (چه مثبت و چه منفی) دامنه بزرگتری خواهد داشت و مثبت یا منفی بودن پاداش روی این مولفه تاثیری ندارد. بنابراین، در این مطالعه، بخش بازخورد بدون در نظر گرفتن مثبت یا منفی بودن پاداش بررسی شد و مولفه P300 بازخورد با میانگین گیری هر دو نوع بازخورد استخراج شد.

در این مطالعه از آزمون  $t$  استفاده کردیم تا نشان دهیم آیا تفاوت قابل توجهی بین P300 تحریک و بازخورد وجود دارد یا خیر. از آنجایی که دو مشخصه دامنه و تاخیر مولفه P300 از اهمیت بالایی برخوردار هستند، می‌توان از مقادیر این مشخصه ها به منظور مقایسه بهتر بین P300 تحریک و بازخورد بهره برد. پارامتر تاخیر مولفه P300 با ماکزیمم گیری در بازه ۲۰۰ تا ۵۵۰ میلی ثانیه بعد از اعمال محرک دیداری و شنیداری تخمین زده

در مرحله اول، از سیگنال EEG در حال ثبت، بخش  $1^2$  های پس از یک محرک خاص استخراج شده است. محرکهای دیداری و شنیداری هر کدام بصورت مجزا در نظر گرفته شدند. هر بخش که بلافاصله بعد از تحریک شروع می‌شود شامل  $n \times T$  نمونه است که در آن  $n = 30$  تعداد الکترودهای روی سر و تعداد نمونه‌های سیگنال EEG در هر بخش برابر با  $T = 1650$  است. همانطور که اشاره شد فرایند استخراج سیگنال ERP با میانگین گیری سیگنال مغزی روی بخش های زمانی متوالی بدست می‌آید. بعد از استخراج سیگنال ERP برای هر فرد، سیگنال ERP کل با میانگین گیری روی سیگنال ERP کل افراد بدست خواهد آمد. ابعاد این سیگنال ERP کل برابر خواهد بود با  $30 \times 1650$ . شکل ۳ نتیجه فرآیند متوسط گیری زمانی را بر روی تمامی شرکت کننده ها در کانال‌های Cz و Pz برای محرک شنیداری و دیداری در فاز بازخورد نشان می‌دهد. شکل ۳ در واقع نمونه ای از مولفه P300 را در دو کانال انتخابی نمایش میدهد، این دو کانال بعنوان نمونه از میان ۳۰ کانال انتخاب شده اند. در این شکل بازه زمانی بگونه ای انتخاب شده است که مولفه P300 را

$1^2$  epoch

بیشتر، دو آزمون دیداری و شنیداری نیز با یکدیگر مقایسه شدند. نتایج آزمون  $t$  مستقل نشان داد که تفاوت معناداری در مشخصه تاخیر P300 تحریک بین دو آزمون شنیداری و دیداری وجود دارد ( $p = 0,03$ ). علاوه بر این، تفاوت مشخصه تاخیر P300 بازخورد بین دو آزمون شنیداری و دیداری نیز معنادار است ( $p = 0,00$ ). همانگونه که جدول ۲ نشان می دهد مولفه P300 با تاخیر بیشتری در آزمون شنیداری ثبت شده است که احتمال می رود با سخت تر بودن آزمون شنیداری نسبت به آزمون دیداری مرتبط باشد (تمامی شرکت کنندگان در این مطالعه، اذعان داشتند که آزمون شنیداری سخت تر از آزمون دیداری می باشد).

برای ارزیابی آماری اختلاف مشخصه دامنه روی نتایج گزارش شده در جدول ۳، مقادیر دامنه مولفه P300 تحریک و بازخورد روی ۳۰ کانال با استفاده از آزمون  $t$  وابسته مقایسه شدند. ارزیابی آماری ما نشان می دهد که اختلاف بین مشخصه دامنه P300 تحریک و P300 بازخورد در آزمون دیداری معنادار است ( $p = 0,00$ ) اما این تفاوت در آزمون شنیداری معنادار نیست ( $p = 0,06$ ). تفاوت معناداری بین آزمون دیداری و شنیداری در مقدار مشخصه دامنه P300 بازخورد وجود دارد ( $p = 0,00$ ) اما تفاوت دامنه P300 تحریک بین آزمون دیداری و شنیداری معنادار نیست ( $p = 0,20$ ).

جدول ۲. میانگین و انحراف معیار مشخصه تاخیر P300

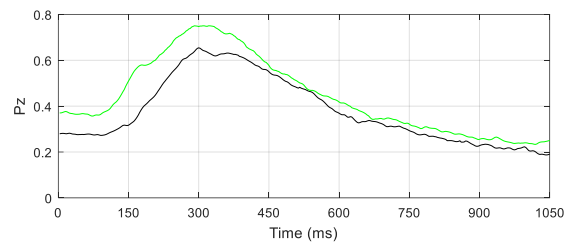
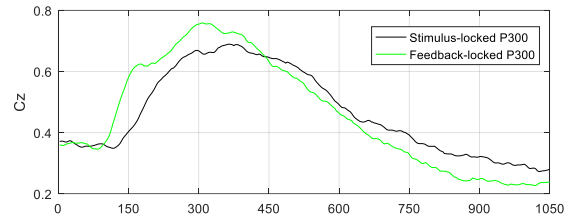
نوع آزمون	P300 تحریک	P300 بازخورد
دیداری	$321,48 \pm 21,99$	$313,10 \pm 14,63$
شنیداری	$335,83 \pm 23,62$	$325,87 \pm 19,82$

جدول ۳. میانگین و انحراف معیار مشخصه دامنه P300

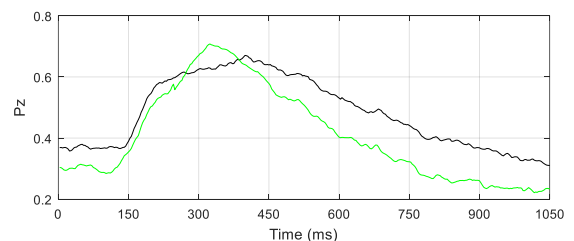
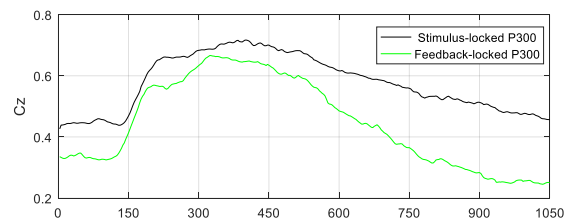
نوع آزمون	P300 تحریک	P300 بازخورد
دیداری	$0,65 \pm 0,04$	$0,72 \pm 0,05$
شنیداری	$0,66 \pm 0,05$	$0,64 \pm 0,06$

در نهایت، دو الگوریتم مکان یابی ذکر شده برای تخمین فعالیت منابع مغزی P300 در فاز بازخورد اعمال شدند، فازی که در آن شرکت کنندگان برای پاسخ های نادرست جریمه می شدند. از آنجایی که هدف این مطالعه بررسی منابع عصبی مولفه P300 بود، بنابراین این دو الگوریتم مکان یابی به بخشی از سیگنال ERP اعمال شدند که حاوی مولفه P300 است (بازه زمانی حدود ۲۰۰ تا ۵۵۰ میلی ثانیه بعد از اعمال تحریک). این الگوریتم ها

شد. بعد از یافتن مشخصه تاخیر (زمان دقیق رخداد P300) می توان مشخصه دامنه را محاسبه نمود. جدول ۲ و ۳ میانگین و انحراف معیار مشخصه تاخیر و دامنه P300 تحریک و بازخورد را برای همه کانال ها نشان می دهد.



(الف)



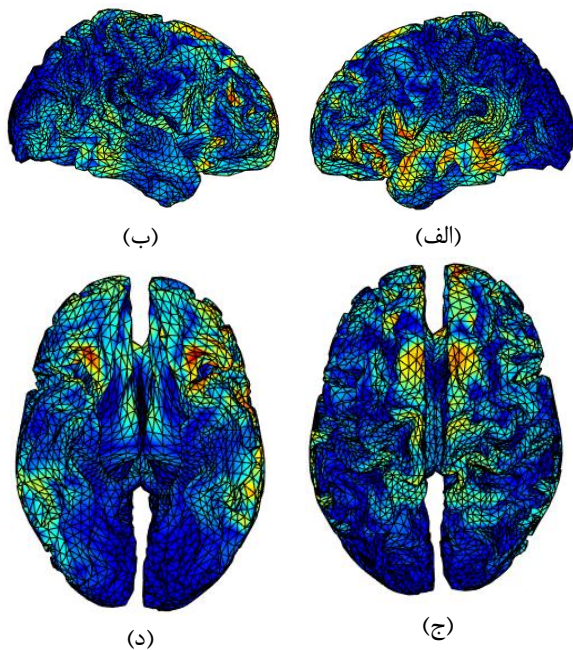
(ب)

شکل ۳. فرآیند میانگین گیری زمانی بر روی کانال های Cz, Pz برای استخراج مولفه P300 تحریک و بازخورد در (الف) آزمون دیداری، (ب) آزمون شنیداری

مقادیر تاخیر مولفه P300 تحریک و بازخورد روی ۳۰ کانال با استفاده از آزمون  $t$  وابسته<sup>۱۳</sup> با یکدیگر مقایسه شدند. ارزیابی آماری ما روی نتایج گزارش شده در جدول ۲، نشان داد که تفاوت بین مشخصه تاخیر مولفه P300 تحریک و بازخورد در آزمون دیداری معنادار است ( $p = 0,02$ )، ضمناً این اختلاف در آزمون شنیداری نیز معنادار است ( $p = 0,05$ ). برای بررسی

<sup>۱۳</sup> Paired t-test

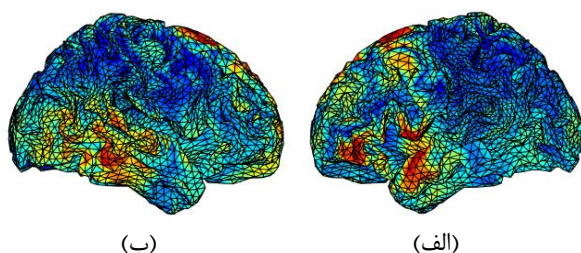




شکل ۴. منابع عصبی P300 تحریک در آزمون دیداری یافت شده توسط LORETA (الف) نمای نیمکره چپ، (ب) نمای نیمکره راست، (ج) نمای فوقانی، (د) نمای تحتانی.

جدول ۴. منابع P300 تحریک در آزمون دیداری یافت شده توسط sLORETA کاهش دهنده

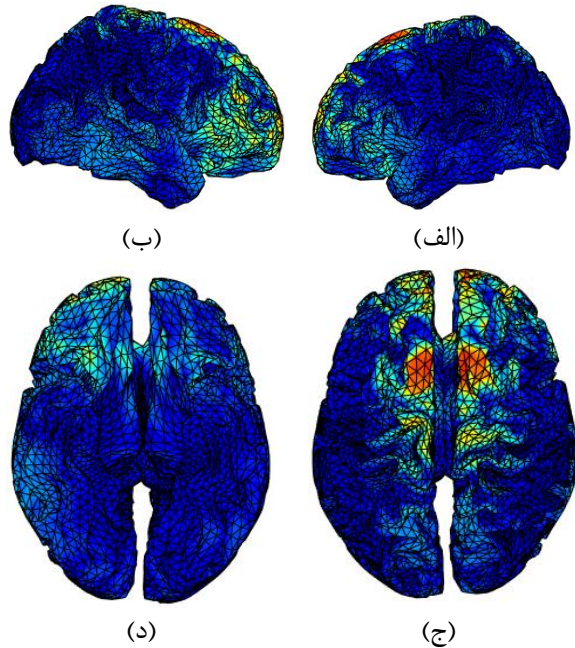
ناحیه مغزی	مختصات MNI		
	Z	Y	X
جیروس پیشانی میانی	۲۴.۹۴	۴۱.۷۷	-۳۶.۶۰
جیروس گیجگاهی میانی	-۸.۲۵	-۴۵.۶۲	-۶۳.۴۸
جیروس گیجگاهی میانی	۰.۳۹	-۳۸.۷۹	-۶۵.۷۴
جیروس سینگولیت	۶۰.۴۸	-۴.۸۶	۱۲.۰۷
جیروس پیشانی تحتانی	-۰.۷۵	۱۹.۵۲	-۵۳.۴۶



مناطق فعال متناظر با P300 را با حل معادله  $X = LS$  برآورد می‌کنند که در آن X نشان دهنده نتیجه میانگین گیری گسترده<sup>۱۴</sup> سیگنال EEG بر روی تمامی شرکت کنندگان است، S منابع عصبی داخل مغزی مولفه P300 و L ماتریس lead-field خواهد بود. در حقیقت، نتیجه میانگین گیری زمانی برای استخراج مولفه P300 (شکل ۲) بعنوان ماتریس X در معادله در نظر گرفته شده است تا اطلاعات مکانی موجود در سیگنالها حفظ شوند. ابعاد ماتریس X بعد از میانگین گیری زمانی برابر با  $350 \times 30$ ، ابعاد ماتریس S برابر با  $8196 \times 350$  و ماتریس L برابر با  $30 \times 8196$  خواهد بود. لازم به ذکر است ۳۰ تعداد کانالها، ۳۵۰ سائز فریم زمانی که شامل مولفه P300 است و ۸۱۹۶ نشان دهنده نقاط بالقوه ای است که در داخل مغز بعنوان منابع مولفه P300 در نظر گرفته شده است (شکلهای ۴ تا ۷). شکل ۴ نتیجه اعمال الگوریتم sLORETA برای مکان یابی منابع مغزی P300 تحریک در آزمون دیداری را نشان می‌دهد و شکل ۵ نتیجه اعمال این الگوریتم برای مکان یابی منابع P300 بازخورد را نشان می‌دهد. لازم به ذکر است که تمامی شکلهای این مطالعه با استفاده از جعبه ابزار spm12 [32] رسم شده است. همانگونه که شکل ۴ و ۵ نشان می‌دهد sLORETA تصویر کلی از فعالیت عصبی در مغز را نشان می‌دهد که تعیین دقیق موقعیت منابع را دشوار می‌سازد. شکل ۴، بیشترین فعالیت را در لوب پیشانی تحتانی راست، لوب گیجگاهی فوقانی و خلفی چپ، ناحیه پره فرنرال راست، و جیروس سینگولیت<sup>۱۵</sup> (چپ و راست) نشان می‌دهد. شکل ۵ نشان می‌دهد که منابع عصبی P300 بازخورد در لوب پیشانی تحتانی، لوب گیجگاهی چپ، ناحیه پره فرنرال (سمت چپ و راست)، ناحیه ارتباطی دهنده لوب های آهیانه ای-گیجگاهی-خلفی (ناحیه ارتباطی) و جیروس سینگولیت (چپ و راست) هستند. شکل ۴ و ۵ نشان می‌دهد که در آزمون دیداری، فعالیت کلی مغز در P300 بازخورد به طور قابل توجهی در مقایسه با P300 تحریک افزایش می‌یابد و بیشترین افزایش در ناحیه ارتباط دهنده لوب های آهیانه ای-گیجگاهی-خلفی (ناحیه ارتباطی) و جیروس سینگولیت (چپ و راست) رخ داده است. الگوریتم sLORETA کاهش دهنده قادر به مکان یابی منابع کانونی تر است. جدول ۴ و ۵ منابع عصبی P300 تحریک و بازخورد را در آزمون دیداری نشان می‌دهند.

<sup>۱۵</sup> Cingulate gyrus

<sup>۱۴</sup> Grand averaging

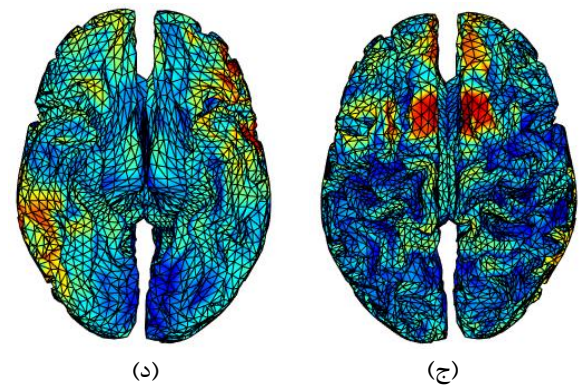


شکل ۵. منابع عصبی P300 بازخورد در آزمون دیداری یافت شده توسط LORETA (الف) نمای نیمکره چپ، (ب) نمای نیمکره راست، (ج) نمای فوقانی، (د) نمای تحتانی.

شکل ۶. منابع عصبی P300 تحریک در آزمون شنیداری یافت شده توسط LORETA (الف) نمای نیمکره چپ، (ب) نمای نیمکره راست، (ج) نمای فوقانی، (د) نمای تحتانی.

جدول ۵. منابع P300 بازخورد در آزمون دیداری یافت شده توسط sLORETA کاهش دهنده

ناحیه مغزی	مختصات MNI		
	Z	Y	X
جیروس پس مرکزی	۶۹.۷۱	-۴۳.۵۶	۱۵.۰۲
جیروس پیشانی فوقانی	۵۷.۶۷	۲۰.۹۴	-۵.۷۵
جیروس پیشانی میانی	۴۴.۰۱	۳۶.۳۰	۶.۷۴
جیروس گیجگاهی میانی	-۵.۲۹	-۲۰.۸۴	-۶۵.۳۳
جیروس سینگولیت	۶۰.۴۸	-۴.۸۶	۱۲.۰۷

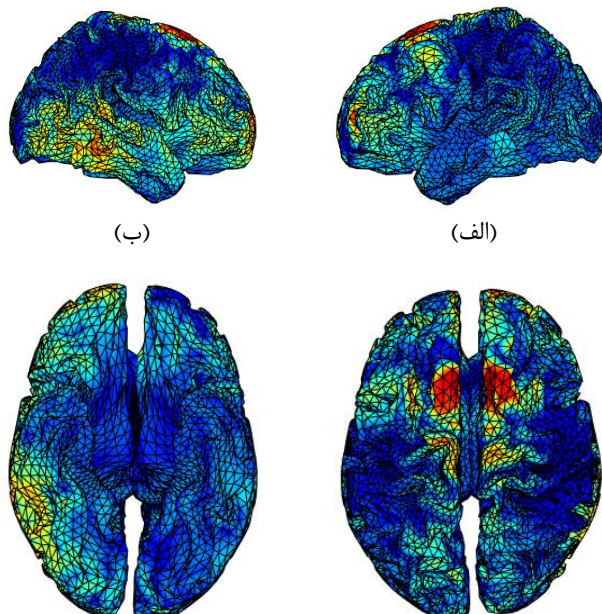


شکل ۶. منابع عصبی P300 تحریک در آزمون شنیداری یافت شده توسط LORETA (الف) نمای نیمکره چپ، (ب) نمای نیمکره راست، (ج) نمای فوقانی، (د) نمای تحتانی.

جدول ۵. منابع P300 بازخورد در آزمون دیداری یافت شده توسط sLORETA کاهش دهنده

ناحیه مغزی	مختصات MNI		
	Z	Y	X
جیروس پس مرکزی	۶۹.۷۱	-۴۳.۵۶	۱۵.۰۲
جیروس پیشانی فوقانی	۵۷.۶۷	۲۰.۹۴	-۵.۷۵
جیروس پیشانی میانی	۴۴.۰۱	۳۶.۳۰	۶.۷۴
جیروس گیجگاهی میانی	-۵.۲۹	-۲۰.۸۴	-۶۵.۳۳
جیروس سینگولیت	۶۰.۴۸	-۴.۸۶	۱۲.۰۷

شکل های ۶ و ۷ نتایج اعمال الگوریتم sLORETA را به مولفه P300 تحریک و بازخورد در فاز بازخورد (با مدت زمان ۶۰ تا ۹۰ دقیقه) برای آزمون شنیداری نشان می دهند. شکل ۶ نشان می دهد که منابع عصبی P300 تحریک در سمت چپ و راست پره فرنال و سمت راست و چپ جیروس سینگولیت قرار دارند. شکل ۷ فعالیت منابع عصبی P300 بازخورد را بیشتر در ناحیه پره فرنال (سمت چپ و راست)، نواحی ارتباط دهنده آهیانه ای-گیجگاهی-خلفی (ناحیه ارتباطی) و سمت چپ و راست جیروس سینگولیت برجسته می کند. شکل های ۶ و ۷ نشان می دهد که در آزمون بازشناختی شنیداری، فعال سازی بخش های راست نواحی ارتباط دهنده آهیانه ای-گیجگاهی-خلفی در P300 بازخورد به طور قابل توجهی در مقایسه با P300 تحریک افزایش می یابد. جداول ۶ و ۷ کانونهای عصبی تولید مولفه P300 را نشان می دهند که توسط الگوریتم sLORETA کاهش دهنده برای آزمون شنیداری یافت شده اند.



این نتیجه سازگار با فرضیه برورسانی محتوا است که بیان می کند محرکهای غیر منتظره، نیاز به بروز کردن یک مدل ذهنی را نشان می دهد و در حقیقت P300 میزان منابع شناختی اختصاص یافته به فرایند برورسانی را منعکس می کند.

نتایج الگوریتم sLORETA کاهش دهنده نشان داد که فعال شدن جیروس پیشانی فوقانی در P300 بازخورد در مقایسه با P300 تحریک افزایش یافته است. این یافته ممکن است با عملکرد این ناحیه که مرتبط با امید، عدم اطمینان و انتظار است، مرتبط باشد. یافته های ما در این مطالعه نشان داد که افزایش فعالیت مغز بویژه در نواحی ارتباطی<sup>۱۶</sup> و جیروس سینگولیت در P300 بازخورد، تایید می کند که این نواحی نقش مهمی در پایش عملکرد ایفا می کنند. سیستم لیمبیک با ماهیت هیجانی احساسات (خوشایند یا ناخوشایند) سر و کار دارد. تحریکاتی که پاداش یا تنبیه را به دنبال داشته باشد یک خاطره قوی در حافظه ایجاد می نمایند در حالی که محرکهای حسی بدون بازخورد منجر به پیدایش عادت (خاموشی قشر مغز) می شوند [33]. نتایج ما نشان داد که سیستم لیمبیک نقش مهمی در انتخاب اطلاعاتی دارد که ما فرا می گیریم.

## ۵- نتیجه گیری

از آنجایی که تاثیر بازخورد بر شکل موج P300 و منابع عصبی آن تاکنون به خوبی بررسی نشده بود، این مطالعه به منظور مقایسه تغییرات منابع P300 و شکل موج آن، پس از تحریک و بازخورد در آزمون های بازشناختی دیداری و شنیداری صورت گرفت. دو الگوریتم مکان یابی sLORETA و sLORETA کاهش دهنده به شکل موج متوسط سیگنال EEG اعمال شدند تا تغییرات فعالیت منابع عصبی P300 تحریک و بازخورد را مشخص کنند. نتایج الگوریتم های مکان یابی نشان داد که فعالیت کلی مغز در منابع مغزی منتسب به P300 بازخورد در مقایسه با P300 تحریک در آزمون دیداری با وجود بازخوردهای غیرمنتظره بیشتر، به طور قابل توجهی افزایش یافته است اما اختلاف فعالیت منابع عصبی مولفه P300 در آزمون شنیداری با بازخوردهای غیرمنتظره کمتر، معنادار نیست. تغییرات فعالیت منابع عصبی مولفه P300 پنجره جدیدی را برای استفاده از P300 در بررسی منابع عصبی ارزیابی عملکرد می گشاید.

## ۵- مراجع

(ج) شکل ۷. منابع عصبی P300 بازخورد در آزمون شنیداری یافت شده توسط LORETA (الف) نمای نیمکره چپ، (ب) نمای نیمکره راست، (ج) نمای فوقانی، (د) نمای تحتانی.

جدول ۷. منابع P300 بازخورد در آزمون شنیداری یافت شده توسط sLORETA کاهش دهنده

ناحیه مغزی	مختصات MNI		
	Z	Y	X
جیروس پیشانی میانی	۶۷.۹۴	-۲۱.۵۰	-۱۰.۳۷
جیروس پیشانی فوقانی	۶۱.۵۵	۸.۶۵	۱۱.۰۵
جیروس پیشانی فوقانی	۵۷.۶۷	۲۰.۹۴	-۵.۷۵
جیروس پیشانی میانی	۳۳.۷۹	۱۴.۲۷	-۵۱.۳۹
جیروس پیش مرکزی	۱۶.۴۰	۱۶.۳۳	-۴۴.۹۶
جیروس گیجگاهی تحتانی	-۲۴.۰۶	-۳۶.۲۷	۵۹.۱۶
جیروس گیجگاهی میانی	-۱۵.۶۹	-۳۸.۶۳	۵۸.۴۱
جیروس سینگولیت	۶۰.۵۵	-۷.۴۸	-۱۰.۳۰

در نهایت از آزمون  $t$  جهت بررسی تفاوت بین منابع عصبی دو مولفه P300 ذکر شده استفاده شد. در این آزمون آماری، فعالیت در ۸۱۹۶ نقطه که بصورت بالقوه می توانند منبع مولفه P300 باشند، در دو حالت با یکدیگر مقایسه شدند: P300 تحریک و P300 بازخورد. تحلیل آماری ما نشان داد که بین فعال سازی منابع P300 تحریک و P300 بازخورد در آزمون دیداری تفاوت معنا داری وجود دارد ( $p = 0,00$ ) اما این اختلاف در آزمون شنیداری معنادار نیست ( $p = 0,47$ ). بنظر می رسد محرک های غیر منتظره (بازخوردهای غیرمنتظره)، منابع توجه زیادی را به خود اختصاص می دهد و دامنه مولفه P300 با تخصیص این منابع مرتبط است. نتایج ما نشان داد که در آزمون دیداری وجود محرک های غیر منتظره بیشتر، منجر به افزایش معنادار دامنه مولفه P300 و افزایش قابل توجهی در فعالیت منابع عصبی مولفه P300 شده است. وجود محرک های غیر منتظره بیشتر در آزمون دیداری در مقایسه با آزمون شنیداری، می تواند با سخت تر بودن آزمون شنیداری نسبت به آزمون دیداری مرتبط باشد. بطوری که شرکت کنندگان با اطمینان بیشتری در آزمون دیداری پاسخ می دادند و دریافت بازخورد منفی برای آنها غیر قابل انتظار محسوب می شد. افزایش معنادار دامنه و فعالیت منابع عصبی P300 تحریک در برابر P300 بازخورد در آزمون دیداری تایید می کند که دامنه مولفه P300 برای محرک های غیرمنتظره نسبت به محرک های مورد انتظار بیشتر است.

<sup>۱۶</sup> Association area

- Psychophysiology, vol. 42, pp. 161–170, Mar. 2005.
- [16] M. Zeiler, "The impact of different positive and negative feedback stimuli on the FRN and P300: A synopsis of three event-related potential studies," M.S. thesis, University of Wien, 2012.
- [17] Y. Zhang, X. Li, X. Qian, X. Zhou, "Brain responses in evaluating feedback stimuli with a social dimension," *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 6, pp. 29, Feb. 2012.
- [18] X. Mai, T. Tardif, S.N. Doan, C. Liu, W.J. Gehring, Y.J. Luo, "Brain activity elicited by positive and negative feedback in preschool-aged children," *PLoS ONE*, vol. 6, pp. 1-6, 2011.
- [19] R.S. Martin, "Event-related potential studies of outcome processing and feedback-guided learning," *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 6, pp. 304, Nov. 2012.
- [20] R.D. Pascual-Marqui, C.M. Michel, D. Lehmann, "Low resolution electromagnetic tomography: a new method for localizing electrical activity in the brain," *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 18, pp. 49-65, Oct. 1994.
- [21] R.D. Pascual-Marqui, "Standardized low-resolution brain electromagnetic tomography: technical details," *Methods. Find. Exp. Clin. Pharmacol.*, vol. 24, pp. 5-12, 2002.
- [22] I.F. Gorodnitsky, J.S. George, B.D. Rao, "Neuromagnetic source imaging with FOCUSS: a recursive weighted minimum norm algorithm," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 95, pp. 231–251, Oct. 1995.
- [23] H. Liu, P.H. Schimpf, G. Dong, X. Gao, F. Yang, S. Gao, "Standardized shrinking LORETA-FOCUSS (SSLOFO): a new algorithm for spatio-temporal EEG source reconstruction," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 52, pp. 1681-1691, Oct. 2005.
- [24] S. Sanei, J.A. Chambers, *EEG signal processing*, John Wiley & Sons, 2007.
- [۲۵] ف. سلیمیان ریزی، و. ابوطالبی، م.ت. صادقی، « آشکار سازی مولفه P300 سیگنال مغزی با استفاده از الگوی زمانی مشترک»، فصلنامه علمی پژوهشی مهندسی پزشکی زیستی، دوره ۹، شماره ۴، صفحه ۳۸۷-۳۹۷، زمستان ۱۳۹۴.
- [26] M. Sabeti, S.D. Katebi, K. Rastgar, "Source localization algorithms to find attention and memory circuits in the brain," *J. King Saud Univ. Comput. Inform. Sci.*, vol. 27, pp. 334–343, Jul. 2015.
- [27] M. Sabeti, R. Boostani, K. Rastgar, "How mental fatigue affects the neural sources of P300 component?" *J. Integr. Neurosci.*, vol. 17, pp. 71-81, 2018.
- [28] P.H. Schimpf, H. Liu, "Localizing sources of the P300 using ICA, SSLOFO and latency mapping," *J. Biomechan. Biomed. Biophysic. Eng.*, vol. 2, pp. 1-11, 2008.
- [29] A.J. Bell, T.J. Sejnowski, "An information-maximization approach to blind separation and
- [1] S.J. Luck, *An introduction to the event-related potential technique*, second ed., The MIT Press, 2005.
- [2] J. Polich, "Updating P300: an integrative theory of P3a and P3b," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 118, pp. 2128-2148, Jun. 2007.
- [3] M.F. Bear, B.W. Connors, M.A. Paradiso, *Neuroscience exploring the brain*, 4th ed. Philadelphia, Wolters Kluwer, 2016.
- [4] G. McCarthy, C.C. Wood, P.D. Williamson, D. Spencer, "Task-dependent field potentials in human hippocampal formation," *J. Neurosci.*, vol. 9, pp. 4235–4268, Dec. 1989.
- [5] M. Molnar, "On the origin of the P300 event-related potential component," *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 17, pp. 129–144, 1994.
- [6] E. Kirino, A. Belger, P. Goldman-Rakic, G. McCarthy, "Prefrontal activation evoked by infrequent target and novel stimuli in a visual target detection task: an event-related functional magnetic resonance study," *J. Neurosci.*, vol. 20, pp. 6612–6618, Sep. 2000.
- [7] R.T. Knight, "Distributed cortical network for visual attention," *J. Cogn. Neurosci.*, vol. 9, pp. 75–91, 1997.
- [8] A.A. Stevens, P. Skudlarski, J.C. Gatenby, J.C. Gore, "Event related fMRI of auditory and visual oddball tasks," *Magn. Reson. Imaging*, vol. 18, pp. 495–502, Jun. 2000.
- [9] V.P. Clark, S. Fannon, S. Lai, R. Benson, L. Bauer, "Responses to rare visual target and distractor stimuli using event-related fMRI," *J. Neurophysiol.*, vol. 83, pp. 3133–3139, May 2000.
- [10] Y. Long, X. Jiang, X. Zhou, "To believe or not to believe: trust choice modulates brain responses in outcome evaluation," *Neuroscience*, vol. 200, pp. 50- 58, Jan. 2012.
- [11] C. Bellebaum, I. Daum, "Learning-related changes in reward expectancy are reflected in the feedback-related negativity," *Eur. J. Neurosci.*, vol. 27, pp. 1823-1835, Apr 2008.
- [۱۲] م. عبدالصالحی، ع. مطیع نصرآبادی، س.م. فیروزآبادی، «بررسی میزان تعیین سیگنالهای مغزی در احساسات مثبت، منفی و خنثی در منابع حاصل از الگوریتم ICA»، فصلنامه علمی پژوهشی مهندسی پزشکی زیستی، شماره ۲، دوره ۷، صفحه ۱۴۳-۱۵۳، تابستان ۱۳۹۲.
- [13] Y. Wu, X. Zhou, "The P300 and reward valence, magnitude, and expectancy in outcome evaluation," *Brain Res.*, vol. 1286, pp. 114-122, Aug. 2009.
- [14] B. Ernst, M. Steinhauser, "Feedback-related brain activity predicts learning from feedback in multiple-choice testing," *Cogn. Affect. Behav. Neurosci.*, vol. 12, pp. 323-336, Jun. 2012.
- [15] G. Hajcak, C.B. Holroyd, J.S. Moser, R.F. Simons, "Brain potentials associated with expected and unexpected good and bad outcomes,"

blind deconvolution,” *Neural Comput.*, vol. 7, pp. 1129-1159, Nov. 1995.

[۳۰] و. ابوطالبی، م.ح. مرادی، م.ع. خلیل زاده، «آشکار سازی مولفه های شناختی سیگنال مغز با استفاده از ضرایب ویولت»، فصلنامه علمی پژوهشی مهندسی پزشکی زیستی، دوره ۱، شماره ۱، صفحه ۲۵-۴۵، پاییز ۱۳۸۳.

[31] M. Fuchs, R. Drenckhahn, H.A. Wischmann, M. Wagner, “An improved boundary element method for realistic volume-conductor modeling,” *IEEE Trans Biomed Eng.*, vol. 45, pp. 980-97, Aug. 1998.

[32] Site of Spm12 software, Available: <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/software/spm12>.

[33] M.M. Walsh, J.R. Anderson, “Learning from experience: Event-related potential correlates of reward processing, neural adaptation, and behavioral choice,” *Neurosci. Biobehav. Rev.*, vol. 36, pp. 1870-1884, Sep. 2012.