

Studying the Independent Component Analysis (ICA) Algorithm for Detection and Separation of Two Conceptual Categories of the Words Danger and Information by Using Traffic Signs

Ehsan Imani^{1*}, Ali Pourmohammad²

1- Department of Telecommunications, Malek- Ashtar Industrial University, Tehran, Iran.

2- (a term faculty) Lecturer at the Electrical Engineering Department, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran.

Received: 8 March 2015, Accepted: 10 May 2015

Abstract

Background: In various researches, ICA is used for detecting and removing eye artifacts; but here, for innovation, ICA algorithm is used not only for detecting eye artifacts but also for detecting brain signals of two conceptual categories of the words Danger and Information.

Materials and Methods: In this descriptive- analytical study, recording is done by using a Micromed device and a 19-channel helmet in unipolar mode that the Cz electrode is selected as reference electrode. The statistical community included four men and four women in the age range of 25-30. In the designed task three groups of traffic signs are considered in which two groups referred to the concept of danger and the other one referred to the concept of information.

Results: For two of the eight volunteers, alpha waves were observed with a very high power from back of the head in the test time, but in thinking time it was different. According to this alpha waves, in changing the task from thinking to rest, it takes for two volunteers at least 3 and at most 5 seconds till they go to the absolute rest. For seven of the eight volunteers, danger and information signals well separated; that these differences for five of the eight volunteers observed in the right hemisphere and for the other three volunteers in the left hemisphere.

Conclusion: ICA algorithm as one of Blind Source Separation(BSS) algorithms is suitable for recognizing the word's concept and its place in the brain. Achieved results from this experiment are the same as the results from other methods like fMRI and methods based on electroencephalograph (EEG) in vowel imagination and covert speech.

Keywords: Blind source separation (BSS), Brain-computer interfaces (BCI), Brain Signals, Independent component analysis (ICA).

*Corresponding Author:

Address: Department of Telecommuni, Malek-Ashtar Industrial University, Tehran, Iran.
Email: eh67.imani@gmail.com

بررسی الگوریتم آنالیز اجزاء مستقل (ICA) جهت تشخیص و تفکیک دو گروه مفهومی کلمات خطر و اطلاع رسانی با استفاده از علائم راهنمایی و رانندگی

احسان ایمانی^{۱*}، علی پورمحمد^۲

۱- کارشناسی ارشد مهندسی برق، گروه مخابرات، دانشگاه صنعتی مالک اشتر، تهران، ایران

۲- استاد حق التدریس دانشکده مهندسی برق دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۹۳/۱۲/۱۸ تاریخ پذیرش: ۹۴/۲/۲۰

چکیده

زمینه و هدف: در پژوهش‌های گوناگون از الگوریتم اجزاء مستقل (ICA) جهت تشخیص و حذف آرتیفکت‌های چشمی استفاده شده است. اما در این پژوهش، به منظور نوآوری، از الگوریتم ICA هم زمان جهت آشکار سازی آرتیفکت چشم و نیز آشکار سازی سیگنال‌های مغزی دو گروه مفهومی کلمات خطر و اطلاع رسانی استفاده شد.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه توصیفی - تحلیلی، ثبت سیگنال‌ها به کمک دستگاه میکرومد و کلاه ۱۹ کاناله به صورت تک قطبی با الکتروود مرجع Cz انجام شد. جامعه آماری، شامل چهار نفر مرد و چهار نفر زن با دامنه سنی ۲۵ تا ۳۰ سال بود و تکلیف طراحی شده عبارت از سه گروه از تابلوهای راهنمایی و رانندگی بود، به طوری که دو گروه به مفهوم خطر و یک گروه به مفهوم اطلاع رسانی اشاره داشتند.

یافته‌ها: از بین داوطلب، در دو نفر امواج آلفا با توان بسیار بالا در زمان‌های استراحت در پس سر مشاهده شد، اما در زمان‌های تفکر این گونه نبود. با توجه به امواج آلفای پس سری، در زمان تغییر تکلیف از تفکر به استراحت، حداقل ۳ و حداکثر ۵ ثانیه طول کشید تا دو داوطلب وارد استراحت مطلق شدند. در ۷ نفر از آن‌ها، سیگنال‌های خطر و اطلاع رسانی به خوبی تفکیک شدند که این تفاوت‌ها در ۵ نفر از ۸ داوطلب در نیمکره راست و در ۳ داوطلب دیگر در نیمکره چپ مشاهده شدند.

نتیجه گیری: الگوریتم ICA به عنوان یکی از الگوریتم‌های تشخیص کور منابع، برای تشخیص مفهوم کلمه و جایگاه آن در مغز مناسب می‌باشد. نتایج این آزمایش با نتایج به دست آمده از روش‌هایی هم‌چون تصویر برداری تشدید مغناطیسی عملکردی (fMRI) و روش‌های مبتنی بر برق نگاری سیگنال‌های مغزی (EEG) در تصور واکه‌ای در گفتار خاموش یکسان می‌باشد.

واژگان کلیدی: تفکیک کور منابع، رابط مغز - رایانه، سیگنال‌های مغزی، آنالیز اجزاء مستقل

*نویسنده مسئول: تهران، دانشگاه صنعتی مالک اشتر، گروه مخابرات

Email: eh67.imani@gmail.com

مقدمه

در پژوهش‌های میان رشته‌ای هم‌چون رابط مغز - رایانه و هم‌چنین کاربردهای تشخیصی و شناختی، مغز انسان مورد مطالعه قرار می‌گیرد. مطالعات صورت گرفته شامل تصویربرداری مغزی و یا استفاده از سیگنال‌های مغزی است. سیگنال‌های مغزی از طریق الکترودهایی که بر روی پوست سر قرار دارند، جمع‌آوری و پردازش می‌شوند تا ویژگی‌های سیگنالی خاص که نشان دهنده مقاصد کاربر است از آن‌ها استخراج شوند. این سیگنال‌ها شامل آرتیفکت‌های فیزیولوژیکی مانند آرتیفکت‌های چشمی و آرتیفکت‌های غیرفیزیولوژیکی مانند فرکانس ۵۰ هرتز برق شهر می‌باشند که روش‌های گوناگونی از سوی محققان جهت حذف این آرتیفکت‌ها ارائه شده است (۱). اکثر تحقیقات صورت گرفته بر روی سیگنال‌های مغزی در راستای بررسی الگوریتم‌های گوناگون برای حذف آرتیفکت‌ها و مقایسه آن‌ها با یکدیگر بوده است. تحقیقات برق‌نگاری مغز (EEG)، براساس دو پارادایم اصلی بنا شده است: (۱) پتانسیل‌های مرتبط با رخداد ERP یا پتانسیل‌های الکتریکی برانگیخته (۲) سیگنال‌های مغزی خام (EEG). تحقیقات بی‌شماری در ارتباط با ERP صورت گرفته است که در نتیجه آن واکنش لحظه‌ای مغز به صورت یک کلمه یا جمله در پتانسیل خاصی دیده می‌شود، اما این کلمات یا جملات از لحاظ مفهوم تفکیک‌پذیر نمی‌باشند. برای مثال موج P600 در برابر دو جمله با مفاهیم متفاوت که تطابق فعل و فاعل ندارند یا خطاهای دستوری دیگری دارند به صورت یکسان ظاهر می‌شود (۲). تحقیقاتی نیز بر روی سیگنال‌های مغزی خام به منظور استخراج احساسات هم‌چون عصبانیت، شادی، غم و غیره صورت گرفته است (۳). تاکنون مطالعات انجام شده جهت تفکیک کلمات و مفاهیم آن در گفتار خاموش، بر اساس تصاویر مغزی بوده است و هم‌چنین تعدادی از مطالعات نیز از خود سیگنال EEG به صورت مستقیم استفاده کرده‌اند که تشخیص را تنها روی دو سیلابس یا واژه خاص انجام داده‌اند. در ادامه به بررسی این مطالعات می‌پردازیم.

به منظور بهتر انجام گرفتن پژوهش، شناخت دستگاه عصبی و فیزیولوژی مغز انسان در اولویت قرار می‌گیرد. دستگاه عصبی، پیچیده‌ترین و سازمان یافته‌ترین دستگاه بدن انسان است (۴) و به دو بخش کلی دستگاه عصبی مرکزی و دستگاه عصبی پیرامونی یا محیطی تقسیم می‌شود. دستگاه عصبی مرکزی بخشی است که درون محفظه‌های استخوانی (کانال نخاعی و جمجمه) قرار دارد. این بخش شامل نیم‌کره‌های مغز، مخچه، مغز میانی، پل مغزی، بصل النخاع و نخاع است. مغز انسان دارای دو نیم‌کره سمت راست و چپ می‌باشد و هر یک از این نیم‌کره‌ها دارای لوب‌هایی به نام لوب پیشانی، لوب آهیانه، لوب گیجگاهی و لوب پس سری هستند. مطالعات محققان بر روی انسان نشان می‌دهند که هر یک از نواحی مختلف قشر مغز اعمال جداگانه‌ای دارند. مهم‌ترین نواحی ارتباطی عبارتند از: (۱) ناحیه ارتباطی پاریتو-اکسی پیتو-تمپورال، (۲) ناحیه ارتباطی پره فرونتال و (۳) ناحیه ارتباطی لیمبیک. ناحیه ارتباطی پاریتو-اکسی پیتو-تمپورال شامل چهار ناحیه تجزیه و تحلیل مختصات فضایی بدن، ناحیه درک کلام (ناحیه ورنیکه)، ناحیه شروع پردازش کلام دیداری (ناحیه شکنج زاویه‌ای) و ناحیه نامیدن اشیاء می‌باشد. ناحیه اصلی درک کلام موسوم به ناحیه ورنیکه مهم‌ترین نقطه کل مغز در ارتباط با اعمال هوشمندانه عالی مغز است، زیرا تقریباً تمام این اعمال مبتنی بر کلام هستند. ناحیه شکنج زاویه‌ای، تحتانی‌ترین قسمت لوب پاریتال خلفی است که بلافاصله زیر ناحیه ورنیکه قرار گرفته است و از عقب به نواحی بینایی لوب اکسی پیتال نیز متصل می‌شود. در صورت آسیب این ناحیه، اگر ناحیه ورنیکه سالم بماند، جریان تجارب بینایی از قشر بینایی به ناحیه ورنیکه متوقف می‌شود. هیپوکامپ در داخلی‌ترین بخش قشر تمپورال قرار دارد و فرآیند ذخیره سازی حافظه را پیش می‌برد. از بین رفتن هیپوکامپ منجر به عدم توانایی انسان در تثبیت حافظه شده و شخص قدرت انتقال اطلاعات را به سایر نقاط مغز از دست می‌دهد (۵). طبق نتایج به دست آمده از بررسی آناتومی مغز انسان در تولید گفتار، ناحیه ورنیکه، ناحیه شکنج زاویه‌ای و هیپوکامپ

خواسته شد تا کلمه مورد نظر را طوری که لبها حرکت نکنند برای خود تکرار نماید. ۱۰ نفر شرکت کننده در حین انجام شش آزمایش تولید آشکار و شش آزمایش تولید نا آشکار مورد ارزیابی قرار گرفتند. مشاهده شد که به هنگام تولید کلمه آشکار و نا آشکار، لوب پس سری و لوبهای گیجگاهی فعالیت دارند (۹).

اغلب مطالعات صورت گرفته در زمینه‌ی گفتار خاموش بر روی سیگنال‌های مغزی، به کارهای انجام شده در زمینه ERP با استفاده از مؤلفه‌های P300، N400 و P600 می‌باشد. این روش‌ها از کارایی خوبی برای تشخیص تعداد کاراکترهای زیاد برخوردار دارند، ولی سرعت تشخیص آنها خیلی کم و در حد چند کاراکتر در دقیقه است. تعدادی از مطالعات نیز از خود سیگنال EEG به صورت مستقیم استفاده کرده‌اند. این روش‌ها سرعت خوبی در تشخیص فراهم می‌کنند، اما مطالعات انجام شده تشخیص را تنها روی دو سیلابس یا واکه خاص انجام داده‌اند. در مقاله‌ای که در سال ۲۰۱۰ به چاپ رسید، سه نفر در آزمایشی که مربوط به تصور دو واکه /u/ و /a/ بود شرکت کردند و EEG آنها جهت تشخیص و طبقه‌بندی ثبت شد. در این آزمایش از افراد شرکت کننده خواسته شد که با نمایش هر محرک یکی از سه کار زیر را انجام دهند: (۱) واکه /a/، تصور باز کردن دهان و تصور تلفظ صوتی، (۲) واکه /u/، تصور گرد کردن لبها و تصور تلفظ صوتی و (۳) کنترل، هیچ عملی انجام ندهند. برای هر یک از سه عملکرد ۵۰ تکرار اجرا شد و نتیجتاً در کل ۱۵۰ تکرار برای هر فرد وجود داشت. در مرحله کلاس‌بندی، برای همه تکرارها، پنجره زمانی از صفر تا ۵۰۰ میلی ثانیه (با شروع از نمایش نشانه‌ی بصری) انتخاب شد و داده‌های EEG به دو زیر مجموعه‌ی آموزش و تست تقسیم شدند، مجموعه آموزش شامل ۳۰ تکرار و مجموعه تست شامل ۲۰ تکرار بود که به صورت تصادفی از مجموعه ۵۰ تکرار انتخاب شدند. مجموعه آموزش و مجموعه تست به کلاس بند ماشین بردار پشتیبان (SVM) داده شدند. این روند، ۲۰ بار و هر بار با انتخاب تصادفی زیر مجموعه‌های آموزش و تست

ارتباط تنگاتنگی با لوب پس سری (اکسی پیتال) دارند. مطالعه بر روی تصاویر برش نگاری با گسیل پوزیترون (PET) در سال ۲۰۰۶، فعالیت قشرهای مختلف مغزی را در طی ارائه تکالیف متفاوت بینایی، شنوایی و گفتاری نشان می‌دهد. این نتایج نشان می‌دهند فعالیت لوب پس سری هنگام دیدن کلمات نسبت به دیگر مناطق مغزی بالاتر است (۶، ۷).

مطالعه سال ۲۰۱۰ بر روی افراد مختلف ۵ تا ۱۸ ساله در حین تولید کلمه غیر واضح جهت کشف چگونگی پردازش و تولید گفتار و ترتیب زمانی فعالیت در نواحی مختلف صورت گرفته است. این مطالعه با استفاده از تصویربرداری تشدید مغناطیسی عملکردی (fMRI) انجام شد و تعداد شرکت کنندگان در آزمایش ۳۳۶ نفر بود که به دلیل زیاد بودن تعداد شرکت کنندگان و همچنین بازه سنی این افراد در نوع خود بی‌نظیر است. روند آزمایش بدین صورت بود که شرکت کنندگان یکی از محرک‌ها مانند «نوشیدن» و «پر کردن» را به صورت نا آشکار تکرار کردند. سپس فعالیت نواحی مختلف مغز آنها با استفاده از روش fMRI در حین آزمایش ثبت شد. تحلیل آماری اجزای مستقل (ICA) برای یافتن ارتباطات بین نواحی مختلف استفاده شد. این تحلیل آماری، منابع مختلفی که داده‌ها از آنها ترکیب شده‌اند را استخراج می‌کند. ناحیه تصورات بینایی و ناحیه پردازش معنایی کلمات واقع در لوب پس سری تاثیر به سزایی در تولید کلمه آشکار و نا آشکار دارند (۸). تصویربرداری fMRI هنگام آزمایش تکمیل کلمات نیز یکی دیگر از کارهای انجام شده برای تشخیص فعالیت در ناحیه‌های مختلف و مقایسه آنها برای حالت تولید آشکار و نا آشکار است. آزمایش بدین صورت است که قسمتی از یک کلمه به عنوان مثال سه حرف cou در صورت دیداری به فرد نمایش داده می‌شود و فرد باید کلمه را طوری تکمیل کند که سه حرف اول کلمه مورد نظر با سه حرف کلمه نشان داده شده یکسان باشد. به عنوان مثال: cousin. در حالت تولید آشکار، فرد باید به صورت صوتی کلمه را تکرار می‌کرد و در حالت تولید نا آشکار از فرد

بالایی داشته باشد. در این پژوهش به منظور ارائه نوآوری، الگوریتم آنالیز اجزاء مستقل برای نخستین بار همزمان هم جهت آشکار سازی آرتیفکت‌های چشمی و هم برآورده کردن موضوع آشکار سازی سیگنال‌های مغزی دوگروه مفهومی کلمات استفاده شد.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه توصیفی-تحلیلی، جامعه آماری مورد آزمایش شامل چهار نفر مرد و چهار نفر زن با دامنه سنی ۲۵ تا ۳۰ سال در نظر گرفته شد. افراد از سلامت کامل جسمی و ذهنی برخوردار بودند و قبل از ثبت سیگنال‌های مغزی، توصیه‌های مورد نیاز به آن‌ها داده شد و همچنین اجازه نامه کتبی جهت ثبت سیگنال‌ها از داوطلبان گرفته شد. عوامل مخدوش کننده پژوهش عبارت بودند از: (۱) تکلیف طولانی نباشد، (۲) آموزش‌ها از پیش به افراد داده شده باشد تا روال سیگنال‌گیری به درستی انجام شود و (۳) آزمایشگاه از شرایط مطلوب هم‌چون، نور و تهویه مناسب برخوردار باشند و دیوارها خالی از تابلوها باشند. تمامی این عوامل قبل از شروع ثبت سیگنال‌ها مورد بررسی قرار گرفت و کنترل شد.

قبل از ثبت سیگنال‌های مغزی تکلیفی جهت نمایش به افراد برای ثبت فعالیت‌های ذهنی آنان طراحی شد. برای طراحی تکلیف جهت نمایش به داوطلبان، سه گروه از تابلوهای راهنمایی رانندگی با رنگ‌ها و شکل‌های هندسی متفاوت انتخاب شد. در هر گروه شش تابلو با موضوعات متفاوت و مفهوم یکسان وجود داشت.

گروه اول: مفهوم مشترک تابلوها در این گروه، خطر می‌باشد که با رنگ قرمز و شکل مثلث نشان داده می‌شود (شکل ۱، الف).

گروه دوم: مفهوم مشترک تابلوها در این گروه، اطلاع رسانی است که با رنگ آبی و شکل مربع و یا مستطیل نمایش داده می‌شود (شکل ۱، ب).

گروه سوم: تابلوهای این گروه برای کشور جمهوری ایرلند می‌باشند که از لحاظ مفهوم (خطر) با گروه

انجام شد. میانگین کارایی ۲۰ بار به عنوان کارایی گزارش شد. کارایی کلاس‌بندی کلی در بازه‌ی ۶۸ تا ۷۸ درصد بود. از این رو، می‌توان از این سیستم برای ارتباط مغز - رایانه استفاده کرد (۱۰). هم‌چنین مطالعه‌ای در سال ۲۰۱۰ در دانشگاه کالیفرنیا بر روی هفت داوطلب انجام شد. در این آزمایش تصور دو سیلابس /ba/ و /ku/ با سه ریتم مختلف انجام گرفت. روند آزمون بدین صورت است که ابتدا علامت سیلابس (یکی از سیلابس‌های /ba/ یا /ku/) در طی ۰/۵ ثانیه اول پخش می‌شود، سپس به فاصله‌ی زمانی ۱ ثانیه سکوت وجود دارد که در این بازه زمانی از ثبت سیگنال EEG به عنوان طیف توان پایه استفاده می‌شود. علامت ریتم طی مدت زمان ۳ ثانیه پخش می‌شود. افراد در بازه زمانی ۶ ثانیه، سیلابسی را که با علامت نمایش داده شده، با ریتم خواسته شده تصور می‌کنند. برای حذف نویز و کاهش ابعاد داده از روش بازشناسی کور مرتبه دوم (SOBI) استفاده شد. برای چهار مؤلفه اولیه SOBI، ویژگی‌های زمانی و طیفی از طیف‌های (هیلبرت HS) استخراج شدند. طیف‌های هیلبرت بازنمایی دقیق‌تری روی داده غیر ثابت نسبت به روش‌هایی مانند طیف نگاره فوریه زمان کوتاه و مقیاس تراکمی ویولت ارائه می‌دهند. نتایج کلاس‌بندی سه ریتم نشان می‌دهند که میانگین کارایی بین همه داوطلبان، با استفاده از مؤلفه‌های داده SOBI، ۵۸/۰۵ درصد است (۱۱).

نتایج مطالعات انجام شده بر روی آناتومی مغز در گفتار خاموش، تصاویر PET، تصاویر fMRI و بررسی توپوگرافی سر هنگام گفتار تصویری در ارتباطات خاموش واکه‌ای نشان می‌دهند که فعالیت لوب پس سری هنگام دیدن کلمات نسبت به دیگر مناطق مغزی بالاتر است و هم‌چنین مشاهده می‌شود که لوب پس سری در تولید کلمات آشکار و نا آشکار تاثیر به سزایی دارد. با توجه به کم هزینه بودن و مقبولیت بالا در پذیرش و ثبت سیگنال مغزی EEG به صورت غیرتهاجمی در سیستم‌های رابط مغز - رایانه (BCI)، هدف از این پژوهش یافتن سیگنالی است که در تشخیص و تفکیک دو گروه مفهومی از کلمات خطر و اطلاع رسانی با استفاده از علائم راهنمایی رانندگی صحت

تک تک تابلوها را به ترتیب به صورتی که موضوع آن در زیر تابلو ذکر نشده باشد به مدت ۱۵ ثانیه به فرد ارائه می کردیم. بعد از نمایش هر تابلو، یک صفحه مشکی رنگ به مدت ۱۵ ثانیه جهت استراحت فرد ظاهر می شد. تابلوها بر طبق شکل ۲ به ترتیب از چپ به راست به افراد مورد آزمایش نمایش داده شدند. از هر داوطلب خواسته شد بعد از مشاهده هر تابلو موضوع تابلو را در ذهن خود به صورتی تصور نماید که مفهوم آن، خطر یا اطلاع رسانی، قابل درک باشد. برای مثال فرد بعد از مشاهده تابلوی «خطر جاده لغزنده»، با تصور رانندگی در جاده لغزنده مفهوم خطر را برای خود تداعی می نماید. آسایش فرد در زمان تفکر و ثبت سیگنال شرط اصلی بوده است به طوری که داشتن پلک چشم در زمان تفکر مانعی نداشت و افراد مورد آزمون تنها باید از تکان های شدید و حرکت سر و بدن خودداری می کردند.

اول از کشور ایران یکسانند، ولی از لحاظ شکل و رنگ (رنگ زرد یا نارنجی و شکل لوزی) متفاوت هستند (شکل ۱، ج).

ثبت سیگنال های EEG با دستگاه میکرومد ۶۴ کاناله (محصول شرکت ایتالیایی میکرومد) و یک کلاه ۱۹ کاناله به صورت تک قطبی که الکتروود CZ به عنوان الکتروود مرجع انتخاب شده و تمامی حجم سر از طریق ۱۸ الکتروود دیگر در نقاط مختلف سر براساس استاندارد ۱۰ تا ۲۰ پوشش داده شده، انجام گرفت. فرکانس نمونه برداری ۱۰۲۴ و کانال های ثبت سیگنالها شامل FP2، FPz، FP1، T6، P4، P3، T5، C3، C4، T4، F7، F3، Fz، F4، F8، O2، Oz، O1، و یک کانال به عنوان الکتروود زمین مورد استفاده قرار گرفتند. ثبت سیگنال از هر داوطلب ۱۰ دقیقه و ۳۵ ثانیه به طول انجامید، به طوری که در ۹۵ ثانیه شروع سیگنال گیری، نوع تابلوها (خطر یا اطلاع رسانی) و موضوع تابلوها را به افراد مورد آزمایش، آموزش می دادیم و سپس



شکل ۱: الف) گروه اول تابلوهای مثلث قرمز رنگ با مفهوم خطر، ب) گروه دوم تابلوهای مستطیل آبی رنگ با مفهوم اطلاع رسانی و ج) گروه سوم تابلوهای لوزی زرد یا نارنجی رنگ با مفهوم خطر.



شکل ۲. ترتیب نمایش تابلوها به داوطلبان از چپ به راست

مرحله دوم) سفید کردن داده‌ها: سفید کردن بردار ورودی \underline{X} یعنی یافتن تبدیل خطی که آن را به بردار تصادفی ناهمبسته با واریانس واحد تبدیل کند.

$$(۱) \text{تبدیل } \underline{X} - E(\underline{X}) \text{ به } \underline{X}$$

مرحله سوم) انتخاب مقدار اولیه دلخواه برای بردار W (با نرم واحد): بعد از تبدیل بردار مشاهدات \underline{X} به بردار سفید شده \underline{Z} ، به دنبال ترکیب خطی از المان‌های \underline{Z} هستیم که تا حد امکان غیرگوسی باشد.

$$(۲) \underline{Z} = V \cdot \underline{X}$$

$$(۳) \{ZZ^T\}E = 1$$

E ماتریسی است که ستون‌های آن بردارهای ویژه C_X می‌باشند و $D = \text{diag}(d_1, d_2, \dots, d_N)$ ماتریسی قطری است که d_i ها مقادیر ویژه C_X هستند. هم‌چنین ماتریس سفید کننده \underline{X} به صورت زیر خواهد بود:

$$(۴) V = D^{-1/2} E^T$$

مرحله چهارم) تبدیل W به صورت معادله (۵) که در آن g مشتق توابعی دلخواه است که از درجه ۲ نمی‌باشد، مانند معادلات (۶) و (۷).

$$(۵) \{zg(w^T z)\}E \{g'(w^T z)\}z - E$$

$$(۶) G_1(y) = \frac{1}{\alpha_1} \log(\cosh(\alpha_1 y))$$

$$1 \leq \alpha_1 \leq 2$$

$$(۷) G_2(y) = -\exp(-y^2/2)$$

مرحله پنجم) نرمالیزه کردن W :

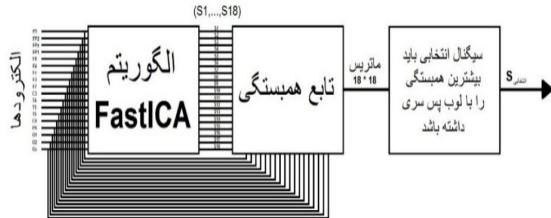
$$(۸) \underline{W} \text{ به } \underline{W} / \|\underline{W}\|$$

روش‌های آماری: در سیستم‌های BCI، سیگنال‌های EEG پس از ثبت از طریق الکترودها جهت انجام پردازش‌های لازم وارد کامپیوتر و یا هر سیستم پردازشی دیگر مانند کارت پردازش سیگنال دیجیتال (DSP) می‌شوند. وظیفه واحد پردازشی BCI استخراج ویژگی‌هایی است که بتوان از روی آن‌ها به یک معیار تمایز برای EEG‌های مختلف رسید، سپس بر مبنای این ویژگی‌ها عمل دسته‌بندی صورت می‌گیرد (۱۲).

تفکیک کور منابع (BSS) عبارت است از استخراج منابع تولید کننده سیگنال از تعدادی حس‌گر که ترکیبی از آن سیگنال‌ها را ثبت می‌نماید (۱۳). یکی از متداول‌ترین روش‌های مطرح در BSS، آنالیز اجزاء مستقل (ICA) نام دارد. در این روش سیگنال‌ها را به اجزاء تشکیل دهنده‌اش با مراجع مستقل از هم تجزیه می‌کنند. تاکنون الگوریتم‌ها و روش‌های متعددی برای پیاده سازی تئوری ICA ارائه شده است. یکی از متداول‌ترین این روش‌ها، روش FastICA است که در اینجا از این روش پیاده سازی شده استفاده شده است (۱۴). مراحل پیاده سازی الگوریتم FastICA برای تجزیه سیگنال‌ها به صورت زیر می‌باشد:

مرحله اول) صفر کردن متوسط داده‌ها: ما در ICA، یک بردار N بعدی \underline{X} از مشاهدات را در اختیار داریم و می‌خواهیم به برداری M بعدی ($M < N$) برسیم که افزونگی ناشی از همبستگی بین المان‌های آن حذف شده است.

می‌نماییم که بیشترین همبستگی را با لوب پس سری (الکترودهای O1, O2, Oz) داشته باشد.



شکل ۴. تجزیه سیگنال‌های مغزی به منابع مستقل از طریق اعمال الگوریتم آنالیز اجزاء مستقل، اعمال تابع همبستگی بین سیگنال‌های ضبط شده مخلوط خروجی الکترودها و سیگنال‌های مستقل به دست آمده و انتخاب سیگنال هدف مناسب براساس داشتن همبستگی بالا با لوب پس سری.

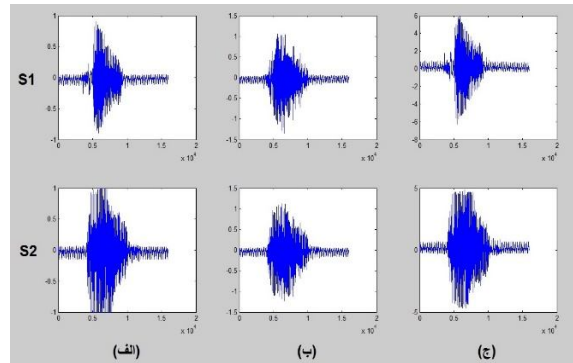
یافته‌ها

پس از ثبت سیگنال‌های مغزی ۸ داوطلب و بررسی سیگنال‌های آنان، متوجه شدیم که دو نفر از داوطلبان تمرکز فوق العاده بالایی در هنگام ثبت سیگنال‌ها داشته‌اند، به طوری که در سیگنال‌های این دو فرد آزمون دهنده در زمان‌های استراحت (مشاهده صفحه‌های مشکی رنگ)، امواج آلفا با توان بسیار بالایی در پس سر مشاهده شدند. قدرت این امواج به حدی بود که اثر آن‌ها بر الکترودهای جلوی سر نیز دیده شد، اما در زمان‌هایی که تابوها را مشاهده می‌کردند و باید به یکی از مفاهیم خطر یا اطلاع رسانی فکر می‌کردند، امواج آلفا با این توان و قدرت مشاهده نشدند. هم‌چنین از سیگنال‌های استراحت دو آزمون دهنده دریافتیم که مدت زمان تغییر تکلیف از تفکر به استراحت (تغییر از مشاهده نوعی تابلو به صفحه‌ی مشکی رنگ)، حداقل ۳ و حداکثر ۵ ثانیه طول می‌کشد تا فرد وارد استراحت مطلق شود. بنابراین برای تحلیل سیگنال‌های تفکر تمام افراد، ۵ ثانیه اول از ۱۵ ثانیه تفکر به هر تابلو را نادیده گرفته و حذف کردیم. شکل‌های ۵ و ۶ دو نمونه از سیگنال‌های مرد شماره ۱ را نشان می‌دهند که به ترتیب به استراحت و تفکر وی اشاره دارند.

مرحله ششم) در صورت نرسیدن به درجه همگرایی مطلوب، به مرحله چهارم باز می‌گردیم (۱۵).

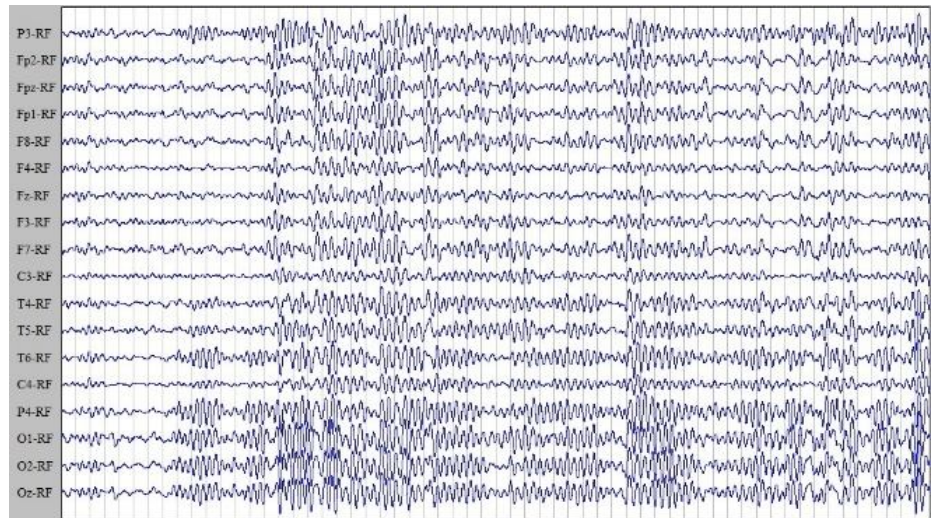
داده‌ها پس از ثبت سیگنال‌ها به صورت ماتریس در نرم افزار متلب ذخیره شدند. در این پژوهش، از نرم افزار MATLAB جهت تحلیل اطلاعات و پیاده سازی الگوریتم‌ها استفاده شد.

با توجه به شکل ۳، برای بررسی صحت و دقت الگوریتم FastICA، دو سیگنال صوتی را با استفاده از یک ماتریس تصادفی با یکدیگر مخلوط می‌کنیم و با استفاده از الگوریتم FastICA آن‌ها را از یکدیگر تفکیک می‌نماییم. در اینجا سیگنال S1، عدد ۲ و سیگنال S2، عدد ۵ می‌باشد.

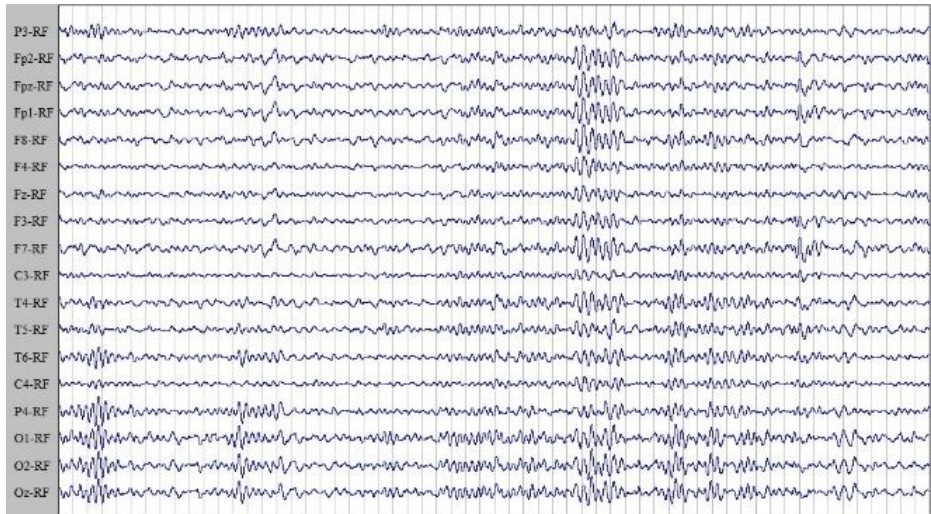


شکل ۳. الف) دو سیگنال صوتی، ب) مخلوط کردن دو سیگنال با یک ماتریس تصادفی، ج) تفکیک دو سیگنال از یکدیگر با استفاده از الگوریتم FastICA.

با توجه به شکل ۴، پس از نمایش تکلیف به افراد مورد آزمون و ثبت سیگنال‌های مغزی آن‌ها و حذف ۵ ثانیه ابتدای هر تفکر در هر تابلو، سیگنال‌های ثبت شده را با اعمال الگوریتم FastICA به اجزای تشکیل دهنده‌اش با منابع مستقل تجزیه می‌نماییم. پس از اعمال الگوریتم FastICA، تابع همبستگی را بین سیگنال‌های ضبط شده مخلوط خروجی الکترودها و سیگنال‌های مستقل به دست آمده از الگوریتم FastICA اجرا می‌نماییم. بعد از اعمال تابع همبستگی، سیگنال هدف را به صورتی انتخاب



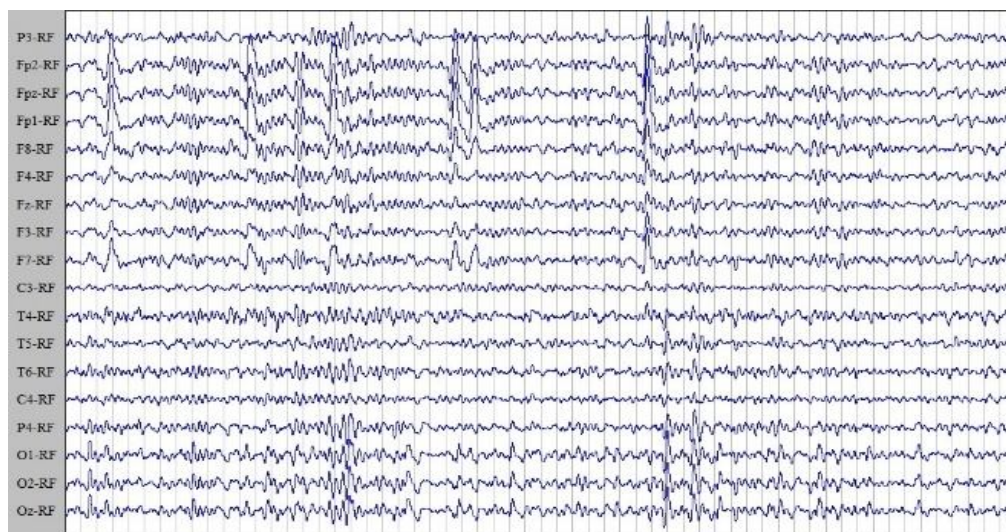
شکل ۵. نمونه ۱۵ ثانیه زمان استراحت برای مرد شماره ۱



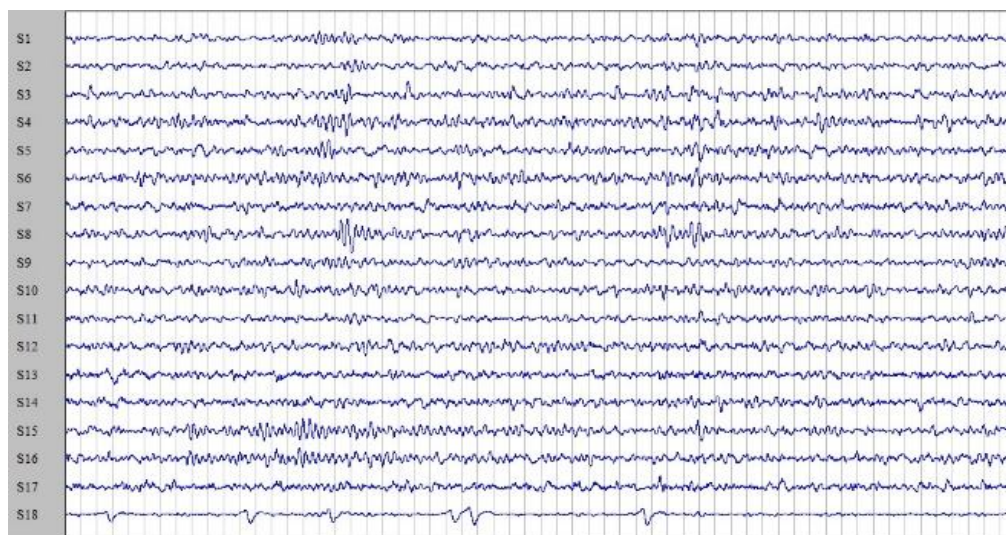
شکل ۶. نمونه ۱۵ ثانیه زمان تفکر برای مرد شماره ۱

می‌نماییم که طبق مطالعات صورت گرفته بر روی تصاویر fMRI و بررسی توپوگرافی سر هنگام گفتار تصویری در ارتباطات خاموش، بیشترین همبستگی را با لوب پس سری داشته باشد. شکل ۷ سیگنال‌های مغزی ضبط شده یکی از داوطلبان برای تفکر را نمایش می‌دهد. با توجه به شکل ۸ که خروجی الگوریتم FastICA اعمال شده بر سیگنال‌های شکل ۷ را نشان می‌دهد، منبع S1۸ به پلک چشم اشاره دارد و منابع S1۵ و S1۶ که نسبت به یکدیگر کاملاً متقارن هستند حرکت چشم را مشخص می‌نمایند.

پس از آن که روش کار شرح داده شده در شکل ۴ بر روی سیگنال‌های ضبط شده اعمال گردید، می‌توان میزان همبستگی بین سیگنال‌های ضبط شده مخلوط خروجی الگوریتم و سیگنال‌های مستقل به دست آمده از الگوریتم FastICA را بر طبق جدول ۱ به دست آورد. طبق فرضیات ما، منابع S۳، S۸، S۹ و S۱۰ به علت داشتن همبستگی بالا با چند الکتروود در یک منطقه مشخص از مغز، سیگنال‌هایی هستند که اطلاعات مربوط به آن تفکر خاص را درون خود دارند. در اینجا سیگنالی را به عنوان سیگنال هدف انتخاب



شکل ۷. سیگنال های مغزی ضبط شده یکی از داوطلبان برای یکی از تابلوهای اطلاع رسانی به مدت زمان ۱۵ ثانیه



شکل ۸. خروجی الگوریتم FastICA اعمال شده بر روی سیگنال های شکل ۷

الکترودهای F3، F7، P3 و T5 (لوب پیشانی و گیجگاهی و آهیانه‌ای در نیم کره چپ)، برای زن شماره ۲ در الکترودهای F8، T4 و T6 (لوب پیشانی و گیجگاهی در نیم کره راست)، برای زن شماره ۳، در الکترودهای F4، F8، C4، T4 و T6 (لوب پیشانی و گیجگاهی در نیم کره راست) و برای زن شماره ۴، در الکترودهای F8، F7، C4، P4 و T4 (لوب پیشانی در نیم کره چپ و راست و لوب گیجگاهی و آهیانه‌ای در نیم کره راست) مشاهده می‌شود. نتایج یکسانی در الکترودهای ذکر شده برای خطر گروه ۱ و گروه ۳ مشاهده می‌شود و نتایج تابلوهای خطر با اطلاع رسانی متفاوت می‌باشد. با توجه به جدول ۳، تفاوت‌های سیگنال‌های خطر و اطلاع رسانی برای ۵ نفر از ۸ داوطلب در نیم کره سمت راست و برای سه داوطلب دیگر در نیم کره

جدول ۲ بیان کننده میانگین همبستگی ۶ سیگنال انتخابی برای ۸ داوطلب با مقادیر به دست آمده از الکترودها روی مجموعه سر در هر گروه می‌باشد. اختلاف میان مفاهیم خطر و اطلاع رسانی برای مرد شماره ۱ در الکترودهای F3، F7 و C3 (لوب پیشانی در نیم کره چپ)، برای مرد شماره ۲ در الکترودهای Fz، F4، T4، F8، T5 و C4 (لوب پیشانی در نیم کره راست و لوب گیجگاهی در نیم کره چپ و راست)، برای مرد شماره ۳ در الکترودهای Fz، F3، F7، T5، T6، C3، P3 و P4 (لوب پیشانی در نیم کره چپ و لوب گیجگاهی و آهیانه‌ای در نیم کره‌های چپ و راست)، برای مرد شماره ۴، در الکترودهای Fz، F8، T4، T5 و T6 (لوب پیشانی در نیم کره راست و لوب گیجگاهی در نیم کره‌های چپ و راست)، برای زن شماره ۱ در

بیشترین همبستگی و کمترین مینیمم مربع خطا برای خطر گروه اول بین زن ۳ و زن ۴، برای اطلاع رسانی گروه دوم بین زن ۲ و زن ۴ و برای خطر گروه سوم بین مرد ۲ و زن ۴ مشاهده می‌شود. جدول ۶، مقادیر همبستگی و مینیمم مربع خطا را برای تابلوهای خطر گروه اول و سوم با عنوان مشترک برای هر یک از ۸ داوطلب نمایش می‌دهد.

سمت چپ مشاهده می‌گردد. در جدول ۴ مقادیر مینیمم مربع خطا و همبستگی سیگنال‌های خطر و اطلاع رسانی داوطلبان را با توجه به جدول ۲ نسبت به یکدیگر محاسبه کردیم. پس از آن که مقادیر مینیمم مربع خطا و همبستگی به صورت دو به دو برای تمام داوطلبان، به ترتیب تابلوهای خطر گروه اول، تابلوهای اطلاع رسانی گروه دوم و تابلوهای خطر گروه سوم محاسبه شد، با توجه به جدول ۵،

جدول ۱. مقادیر همبستگی میان سیگنال‌های ضبط شده (ستون اول) و سیگنال‌های تجزیه شده به اجزاء مستقل (سطر اول)

	S18	S17	S16	S15	S14	S13	S12	S11	S10	S9	S8	S7	S6	S5	S4	S3	S2	S1	
۰/۲	-۰/۲	۰	-۰/۳	-۰/۲	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۲	-۰/۳	-۰/۷	۰	-۰/۱	-۰/۱	۰	-۰/۳	-۰/۱	-۰/۲	P3	
۰/۹	۰	-۰/۱	-۰/۲	۰	۰	۰	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۳	-۰/۲	۰	۰	۰	-۰/۱	۰	۰	۰	FP2	
۰/۹	۰	-۰/۱	-۰/۲	۰	-۰/۱	۰	۰	-۰/۱	-۰/۲	-۰/۲	۰	۰	۰	-۰/۱	۰	۰	۰	FPz	
۰/۹	-۰/۱	۰	-۰/۲	۰	-۰/۱	۰	۰	-۰/۱	-۰/۲	-۰/۲	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	FP1	
۰/۸	۰	-۰/۱	-۰/۲	۰	-۰/۲	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۲	-۰/۲	-۰/۲	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۱	۰	-۰/۱	-۰/۱	۰	F8	
۰/۷	-۰/۱	-۰/۲	-۰/۴	-۰/۲	-۰/۱	-۰/۲	-۰/۲	-۰/۲	-۰/۳	-۰/۳	۰	۰	۰	-۰/۱	-۰/۱	۰	۰	F4	
۰/۶	-۰/۱	-۰/۲	-۰/۵	۰	۰	-۰/۳	-۰/۱	-۰/۲	-۰/۲	-۰/۳	-۰/۱	-۰/۲	-۰/۲	-۰/۱	-۰/۱	۰	۰	Fz	
۰/۷	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۳	۰	۰	-۰/۱	۰	-۰/۲	-۰/۱	-۰/۲	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۳	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۱	F3	
۰/۸	-۰/۲	۰	-۰/۳	۰	-۰/۲	۰	۰	-۰/۲	-۰/۳	-۰/۲	-۰/۱	۰	-۰/۱	۰	-۰/۱	۰	-۰/۱	F7	
۰/۲	-۰/۲	۰	-۰/۲	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۳	-۰/۱	-۰/۳	-۰/۴	۰	-۰/۱	-۰/۲	-۰/۳	-۰/۱	-۰/۲	-۰/۱	-۰/۱	C3	
۰/۳	-۰/۴	-۰/۳	-۰/۲	۰	-۰/۴	۰	-۰/۱	-۰/۴	-۰/۶	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۲	-۰/۳	۰	-۰/۱	-۰/۱	۰	T4	
۰	-۰/۱	-۰/۲	-۰/۱	۰	-۰/۱	-۰/۲	-۰/۱	-۰/۵	-۰/۳	-۰/۳	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۴	-۰/۱	-۰/۳	T5	
۰	-۰/۲	-۰/۵	-۰/۱	-۰/۲	۰	-۰/۱	۰	-۰/۵	-۰/۵	-۰/۳	۰	-۰/۱	-۰/۲	-۰/۳	-۰/۱	۰	۰	T6	
۰/۲	-۰/۱	-۰/۴	-۰/۲	-۰/۲	-۰/۱	-۰/۱	۰	-۰/۶	-۰/۴	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۳	-۰/۲	-۰/۴	-۰/۲	-۰/۲	۰	C4	
۰/۲	-۰/۱	-۰/۲	۰	-۰/۳	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۳	-۰/۱	-۰/۶	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۳	-۰/۴	-۰/۲	۰	۰	P4	
۰/۳	۰	-۰/۱	۰	-۰/۱	-۰/۲	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۲	-۰/۲	-۰/۵	-۰/۱	-۰/۲	۰	-۰/۱	-۰/۶	-۰/۱	-۰/۲	O1	
۰/۲	۰	-۰/۲	۰	-۰/۱	-۰/۲	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۴	-۰/۳	-۰/۴	۰	-۰/۱	-۰/۲	-۰/۱	-۰/۶	۰	۰	O2	
۰/۳	۰	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۲	-۰/۳	-۰/۱	-۰/۳	-۰/۲	-۰/۲	-۰/۴	۰	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۱	-۰/۶	۰	-۰/۱	Oz	

جدول ۲. میانگین همبستگی ۶ سیگنال انتخابی برای ۸ داوطلب با الکترودهای روی مجموعه سر در هر گروه

	Oz	O2	O1	P4	C4	T6	T5	T4	C3	F7	F3	Fz	F4	F8	FP1	FPz	FP2	P3	تابلوها	افراد
-۰/۵۵	-۰/۵۵	-۰/۵۰	-۰/۴۲	-۰/۳۲	-۰/۴۲	-۰/۳۷	-۰/۴۰	-۰/۲۵	-۰/۳۵	-۰/۲۷	-۰/۲۷	-۰/۱۷	-۰/۲۰	-۰/۳۰	-۰/۳۳	-۰/۳۳	-۰/۲۳	-۰/۲۵	گروه ۱	مرد ۱
-۰/۴۳	-۰/۴۷	-۰/۴۰	-۰/۳۲	-۰/۲۷	-۰/۴۵	-۰/۳۷	-۰/۳۷	-۰/۲۵	-۰/۳۷	-۰/۲۷	-۰/۲۳	-۰/۲۳	-۰/۲۷	-۰/۳۵	-۰/۲۷	-۰/۲۵	-۰/۲۰	-۰/۲۵	گروه ۳	
-۰/۴۷	-۰/۴۸	-۰/۴۵	-۰/۵۲	-۰/۳۳	-۰/۴۷	-۰/۳۲	-۰/۳۷	-۰/۱۸	-۰/۱۸	-۰/۱۳	-۰/۱۷	-۰/۲۳	-۰/۲۵	-۰/۱۵	-۰/۱۵	-۰/۲۰	-۰/۳۳	-۰/۳۳	گروه ۲	
-۰/۴۳	-۰/۴۷	-۰/۴۲	-۰/۴۳	-۰/۳۳	-۰/۴۵	-۰/۲۲	-۰/۵۲	-۰/۲۳	-۰/۲۳	-۰/۱۲	-۰/۱۵	-۰/۱۷	-۰/۳۰	-۰/۱۵	-۰/۱۵	-۰/۲۲	-۰/۲۷	-۰/۲۷	گروه ۱	مرد ۲
-۰/۵۲	-۰/۵۳	-۰/۴۰	-۰/۳۲	-۰/۲۸	-۰/۴۰	-۰/۳۳	-۰/۴۳	-۰/۲۵	-۰/۳۳	-۰/۲۰	-۰/۱۷	-۰/۱۷	-۰/۳۷	-۰/۱۰	-۰/۱۳	-۰/۲۲	-۰/۲۸	-۰/۲۸	گروه ۳	
-۰/۴۷	-۰/۵۰	-۰/۵۵	-۰/۴۰	-۰/۲۲	-۰/۴۰	-۰/۴۲	-۰/۲۸	-۰/۲۷	-۰/۲۵	-۰/۱۲	-۰/۱۸	-۰/۰۷	-۰/۱۵	-۰/۱۳	-۰/۱۳	-۰/۱۷	-۰/۲۷	-۰/۲۷	گروه ۲	
-۰/۵۰	-۰/۴۷	-۰/۵۲	-۰/۴۲	-۰/۱۷	-۰/۳۳	-۰/۴۳	-۰/۲۵	-۰/۳۰	-۰/۱۸	-۰/۱۸	-۰/۲۰	-۰/۱۸	-۰/۲۲	-۰/۱۰	-۰/۱۳	-۰/۱۰	-۰/۴۸	-۰/۴۸	گروه ۱	مرد ۳
-۰/۴۷	-۰/۴۵	-۰/۴۸	-۰/۳۵	-۰/۴۳	-۰/۴۷	-۰/۲۳	-۰/۳۵	-۰/۲۷	-۰/۳۳	-۰/۲۳	-۰/۳۳	-۰/۲۰	-۰/۲۰	-۰/۱۳	-۰/۱۵	-۰/۱۵	-۰/۴۵	-۰/۴۵	گروه ۳	
-۰/۵۸	-۰/۵۲	-۰/۵۷	-۰/۲۸	-۰/۱۸	-۰/۲۳	-۰/۲۷	-۰/۲۵	-۰/۱۵	-۰/۱۸	-۰/۰۸	-۰/۰۸	-۰/۱۰	-۰/۱۲	-۰/۱۵	-۰/۰۷	-۰/۰۷	-۰/۳۰	-۰/۳۰	گروه ۲	
-۰/۵۲	-۰/۵۳	-۰/۳۰	-۰/۴۲	-۰/۵۳	-۰/۵۵	-۰/۳۲	-۰/۵۲	-۰/۲۷	-۰/۲۳	-۰/۲۵	-۰/۱۸	-۰/۳۵	-۰/۴۳	-۰/۱۸	-۰/۱۷	-۰/۲۲	-۰/۳۸	-۰/۳۸	گروه ۱	مرد ۴
-۰/۵۲	-۰/۵۲	-۰/۳۸	-۰/۵۵	-۰/۳۵	-۰/۴۷	-۰/۳۰	-۰/۴۲	-۰/۲۳	-۰/۳۰	-۰/۳۰	-۰/۱۸	-۰/۱۳	-۰/۲۰	-۰/۳۳	-۰/۲۷	-۰/۱۷	-۰/۲۸	-۰/۴۷	گروه ۳	
-۰/۵۰	-۰/۵۳	-۰/۴۷	-۰/۳۳	-۰/۲۷	-۰/۲۸	-۰/۴۸	-۰/۲۷	-۰/۳۳	-۰/۲۸	-۰/۲۳	-۰/۲۸	-۰/۲۳	-۰/۲۸	-۰/۲۸	-۰/۲۰	-۰/۱۷	-۰/۱۵	-۰/۴۷	گروه ۲	
-۰/۴۸	-۰/۴۳	-۰/۵۵	-۰/۲۲	-۰/۲۰	-۰/۳۲	-۰/۵۵	-۰/۲۸	-۰/۴۷	-۰/۲۰	-۰/۲۸	-۰/۲۰	-۰/۲۲	-۰/۱۲	-۰/۲۳	-۰/۱۵	-۰/۱۸	-۰/۴۲	-۰/۴۲	گروه ۱	زن ۱
-۰/۵۳	-۰/۵۰	-۰/۳۵	-۰/۲۰	-۰/۴۵	-۰/۵۳	-۰/۳۷	-۰/۴۷	-۰/۳۰	-۰/۲۷	-۰/۱۵	-۰/۲۲	-۰/۱۳	-۰/۱۳	-۰/۲۲	-۰/۱۷	-۰/۱۳	-۰/۱۸	-۰/۴۳	گروه ۳	
-۰/۵۳	-۰/۵۳	-۰/۴۸	-۰/۳۷	-۰/۲۷	-۰/۴۵	-۰/۲۸	-۰/۲۷	-۰/۱۵	-۰/۲۷	-۰/۱۵	-۰/۲۲	-۰/۱۸	-۰/۲۰	-۰/۱۸	-۰/۲۰	-۰/۲۸	-۰/۴۸	-۰/۴۸	گروه ۲	
-۰/۴۸	-۰/۴۷	-۰/۴۷	-۰/۴۲	-۰/۲۷	-۰/۴۲	-۰/۴۵	-۰/۴۳	-۰/۳۳	-۰/۳۳	-۰/۲۰	-۰/۲۰	-۰/۱۵	-۰/۲۸	-۰/۱۷	-۰/۱۵	-۰/۱۷	-۰/۳۸	-۰/۳۸	گروه ۱	زن ۲
-۰/۴۲	-۰/۴۷	-۰/۴۷	-۰/۳۲	-۰/۴۸	-۰/۴۵	-۰/۲۳	-۰/۳۸	-۰/۲۰	-۰/۰۸	-۰/۱۳	-۰/۱۷	-۰/۳۰	-۰/۳۳	-۰/۱۷	-۰/۱۷	-۰/۱۷	-۰/۲۸	-۰/۲۸	گروه ۳	
-۰/۲۸	-۰/۴۳	-۰/۴۷	-۰/۳۲	-۰/۳۲	-۰/۳۷	-۰/۳۲	-۰/۲۵	-۰/۱۵	-۰/۱۳	-۰/۲۵	-۰/۲۸	-۰/۲۲	-۰/۲۲	-۰/۱۷	-۰/۱۷	-۰/۱۷	-۰/۴۲	-۰/۴۲	گروه ۲	
-۰/۵۷	-۰/۵۵	-۰/۵۳	-۰/۳۵	-۰/۲۵	-۰/۴۸	-۰/۴۰	-۰/۴۳	-۰/۲۷	-۰/۳۳	-۰/۲۰	-۰/۲۰	-۰/۱۷	-۰/۲۰	-۰/۱۵	-۰/۱۰	-۰/۱۲	-۰/۲۷	-۰/۲۷	گروه ۱	زن ۳
-۰/۴۳	-۰/۴۷	-۰/۴۳	-۰/۴۰	-۰/۴۳	-۰/۴۷	-۰/۳۳	-۰/۴۳	-۰/۱۷	-۰/۰۸	-۰/۱۵	-۰/۱۳	-۰/۱۷	-۰/۱۸	-۰/۰۸	-۰/۱۰	-۰/۱۰	-۰/۳۳	-۰/۳۳	گروه ۳	
-۰/۴۰	-۰/۴۰	-۰/۴۵	-۰/۳۸	-۰/۲۳	-۰/۴۰	-۰/۳۳	-۰/۲۷	-۰/۲۰	-۰/۲۰	-۰/۱۷	-۰/۱۷	-۰/۱۳	-۰/۰۸	-۰/۱۲	-۰/۱۲	-۰/۱۰	-۰/۳۷	-۰/۳۷	گروه ۲	
-۰/۵۰	-۰/۴۷	-۰/۵۰	-۰/۴۸	-۰/۴۰	-۰/۴۸	-۰/۳۳	-۰/۴۳	-۰/۲۷	-۰/۲۰	-۰/۱۸	-۰/۱۷	-۰/۱۸	-۰/۲۵	-۰/۱۵	-۰/۱۷	-۰/۱۸	-۰/۴۳	-۰/۴۳	گروه ۱	زن ۴
-۰/۴۵	-۰/۵۲	-۰/۴۲	-۰/۵۰	-۰/۴۳	-۰/۴۷	-۰/۳۳	-۰/۴۸	-۰/۲۲	-۰/۲۲	-۰/۱۳	-۰/۲۳	-۰/۲۲	-۰/۲۷	-۰/۱۲	-۰/۱۲	-۰/۱۵	-۰/۴۲	-۰/۴۲	گروه ۳	
-۰/۴۵	-۰/۴۷	-۰/۵۰	-۰/۴۰	-۰/۲۸	-۰/۴۷	-۰/۳۳	-۰/۳۷	-۰/۲۳	-۰/۱۵	-۰/۲۰	-۰/۲۲	-۰/۱۷	-۰/۲۰	-۰/۲۰	-۰/۲۰	-۰/۲۰	-۰/۳۸	-۰/۳۸	گروه ۲	

جدول ۳. تفاوت‌های سیگنال‌های خطر و اطلاع رسانی در نیم‌کره‌ها برای هر داوطلب

افراد	الکتروود	نیم‌کره
مرد ۱	C3-F7-F3	چپ
مرد ۲	C4 - T4-F8-F4 -Fz	راست
مرد ۳	Fz-F3-F7-T5 -C3-P3	چپ
مرد ۴	T6 - T4-F8 -Fz	راست
زن ۱	T5 -P3-F7 -F3	چپ
زن ۲	T6 -T4 -F8	راست
زن ۳	T6 -T4 -C4 -F8 -F4	راست
زن ۴	T4- P4-C4 -F8	راست

جدول ۴. مقادیر مینیمم مربع خطا و همبستگی سیگنال‌های خطر و اطلاع رسانی داوطلبان شرکت کننده از نتایج جدول ۲

مقادیر مینیمم مربع خطا و همبستگی داوطلبان مورد آزمایش	خطر گروه ۱ و خطر گروه ۳		خطر گروه ۱ و اطلاع رسانی گروه ۲		خطر گروه ۳ و اطلاع رسانی گروه ۲	
	مینیمم مربع خطا	همبستگی	مینیمم مربع خطا	همبستگی	مینیمم مربع خطا	همبستگی
مرد ۱	۰/۳۱۶۵	۰/۹	۰/۳۱۷۳	۰/۹	۰/۴۸۸۸	۰/۸
مرد ۲	۰/۲۲۹۱	۰/۹	۰/۴۱۸۶	۰/۸	۰/۳۹۹۶	۰/۸
مرد ۳	۰/۲۶۷۰	۰/۹	۰/۴۲۶۸	۰/۹	۰/۵۶۷۳	۰/۸
مرد ۴	۰/۳۷۵۴	۰/۸	۰/۵۸۱۳	۰/۴	۰/۴۶۳۷	۰/۶
زن ۱	۰/۳۲۷۱	۰/۸	۰/۵۲۷۰	۰/۵	۰/۴۰۹۰	۰/۸
زن ۲	۰/۵۳۰۴	۰/۶	۰/۳۸۰۸	۰/۸	۰/۳۳۷۵	۰/۸
زن ۳	۰/۲۶۷۰	۰/۹	۰/۴۲۶۸	۰/۹	۰/۵۶۷۳	۰/۹
زن ۴	۰/۱۹۶۷	۰/۹	۰/۲۵۹۶	۰/۹	۰/۳۱۵۱	۰/۸

جدول ۵. بیشترین همبستگی و کمترین مینیمم مربع خطا در هر گروه بین افراد

تابلو	افراد	مینیمم مربع خطا	همبستگی
خطر گروه ۱	زن ۳-زن ۴	۰/۱۹۰۵	۱
اطلاع رسانی	زن ۲-زن ۴	۰/۲۱۸۴	۰/۹
خطر گروه ۳	مرد ۲-زن ۴	۰/۲۲۷۲	۱

جدول ۶. مقادیر همبستگی و مینیمم مربع خطا برای تابلوهای خطر گروه اول و سوم با عنوان مشترک برای تمام داوطلبان

	خطر جاده لغزنده		خطر کارگران مشغول کارند		خطر عبور دوچرخه سوار		خطر جاده باریک میشود		خطر عبور عابر پیاده	
	مینیمم مربع خطا	همبستگی	مینیمم مربع خطا	همبستگی	مینیمم مربع خطا	همبستگی	مینیمم مربع خطا	همبستگی	مینیمم مربع خطا	همبستگی
مرد ۱	۰/۵۴۷۷	۰/۷	۰/۵۲۹۲	۰/۵	۰/۶۶۳۳	۰/۶	۱/۱۴۰۲	۰/۴	۰/۶۵۵۷	۰/۲
مرد ۲	۰/۹۱۱۰	۰/۲	۰/۶۹۲۸	۰/۶	۰/۷۰۷۱	۰/۶	۰/۵۴۷۷	۰/۸	۰/۷۲۱۱	۰/۵
مرد ۳	۰/۷۶۸۱	۰/۸	۰/۶۹۲۸	۰/۸	۰/۸۱۸۵	۰/۵	۰/۵۹۱۶	۰/۷	۱/۱۱۸۰	۰
مرد ۴	۰/۵۸۳۱	۰/۸	۱/۳۴۱۶	۰/۱	۰/۷۵۵۰	۰/۹	۰/۶۸۵۶	۰/۶	۰/۷۸۷۴	۰/۶
زن ۱	۰/۸۳۰۷	۰/۷	۰/۷۸۷۴	۰/۶	۰/۹۳۸۱	۰/۱	۰/۷۰۰۰	۰/۶	۰/۴۱۲۳	۰/۸
زن ۲	۰/۶۶۳۳	۰/۵	۱/۰۱۹۸	۰	۰/۹۲۷۴	۰/۵	۰/۶۳۲۵	۰/۵	۰/۵۰۹۹	۰/۸
زن ۳	۰/۴۷۹۶	۰/۸	۰/۶۰۸۳	۰/۷	۰/۶۵۵۷	۰/۶	۱/۰۲۲۴	۰/۲	۰/۷۰۷۱	۰/۹
زن ۴	۰/۷۵۵۰	۰/۶	۰/۸۸۸۸	۰/۳	۰/۵۶۵۷	۰/۷	۰/۹۷۴۷	۰/۵	۰/۸۰۰۰	۰/۵

بحث

با توجه به تعریف سیستم BCI که سیستمی است برای ارتباط مستقیم مغز با دنیای خارج و به کانال‌های خروجی متعارف عصبی و عضلانی مغز وابسته نیست، تنها از سیگنال‌های مغزی می‌توان جهت ساختن یک سیستم BCI بهره جست و با توجه به امکانات فعلی، EEG کم هزینه‌ترین روش ثبت این سیگنال‌ها می‌باشد. از طرفی به دلیل آن که سیستم BCI به طور مستقیم با افراد در تماس است، باید از روش‌های غیر تهاجمی ثبت سیگنال EEG استفاده شود. هم‌چنین برای افزایش میزان مقبولیت، عمل ثبت باید با حداقل الکترودها انجام گیرد. از طرف دیگر، فعالیت‌های ذهنی انتخاب شده باید با نوع خروجی سیستم که ممکن است حرکت نشان‌گر رایانه باشد هم‌خوانی داشته باشد. در این پژوهش، ثبت سیگنال‌های مغزی به روش غیرتهاجمی، با توجه به صحت درصد بالای تفکیک مفاهیم کلمات برای کاربردهای روزمره BCI یکی از نقاط قوت به شمار می‌آید. اگرچه فعالیت‌های ذهنی انتخاب شده تا حدودی از فعالیت‌های مرتبط با سیستم‌های BCI فاصله دارد و یکی از نقاط ضعف می‌باشد، اما نتایج نشان می‌دهند که تصورات ذهنی و تصویر سازی ذهنی در بالا بردن صحت تفکیک کلمات و مفاهیم آنها موثر هستند.

شواهد حاکی است که می‌توان جهت استخراج سیگنال هدف و تفکیک مفاهیم کلمات تصویر سازی شده، تعداد الکترودهای ثبت را به سه یا دو الکتروود کاهش داد. به دلیل آن که سیگنال هدف طوری انتخاب می‌شود که با لوب پس سری همبستگی بالا داشته باشد، یک الکتروود به صورت ثابت در لوب پس سری تمامی افراد قرار می‌گیرد. یکی دیگر از نقاط ضعف این کار کم بودن تعداد افراد مورد آزمون و هم‌چنین تعداد مفاهیم فعالیت ذهنی در نظر گرفته شده است. بدیهی است هرچه تعداد افراد شرکت کننده بیشتر باشد، صحت نتایج بالاتر می‌رود و هرچه تعداد فعالیت‌های ذهنی متنوع‌تر باشد و آزمون‌های بیشتر انجام شود، نتایج معتبرتری به دست می‌آید. اما نقطه قوت این است که با ۸ داوطلب و فعالیت ذهنی درخواست شده، نتایج

به گونه‌ای امیدوار کننده است که محققان و دانشجویان دیگر را بر آن می‌دارند تا فعالیت‌های ذهنی بیشتری را طراحی نمایند و از افراد بیشتری برای آزمون استفاده کنند.

با توجه به نتایج به دست آمده، سیگنال‌های خطر و اطلاع رسانی برای ۷ نفر از ۸ داوطلب به خوبی تفکیک شدند که این تفاوت‌ها برای ۵ نفر از ۸ داوطلب در نیم‌کره راست و برای ۳ داوطلب دیگر در نیم‌کره چپ مشاهده شد. به استثنای داوطلب زن شماره ۲، برای ۷ داوطلب دیگر، مقادیر مینیمم مربع خطا میان خطر گروه ۱ و اطلاع رسانی گروه ۲ و میان خطر گروه ۳ و اطلاع رسانی گروه ۲ بیشتر از مقادیر مینیمم مربع خطا میان خطر گروه ۱ و خطر گروه ۳ می‌باشند که در نتیجه سیگنال‌های خطر و اطلاع رسانی به خوبی برای ۷ نفر از ۸ نفر قابل تفکیک شده است. هم‌چنین برای مرد شماره ۲ و مرد شماره ۴، مقادیر همبستگی میان خطر گروه ۱ و خطر گروه ۳ بیشتر از مقادیر همبستگی میان خطر گروه ۱ و اطلاع رسانی گروه ۲ و میان خطر گروه ۳ و اطلاع رسانی گروه ۲ می‌باشند، اما برای بقیه داوطلبان معیار همبستگی، معیار مناسبی برای تفکیک سیگنال‌های خطر و اطلاع رسانی نمی‌باشد. مرد شماره ۴ بهترین تفکیک را در جداسازی سیگنال‌های خطر و اطلاع رسانی دارد و سیگنال‌های زن شماره ۲ نیز به درستی تفکیک نشده است.

با توجه به این که تابلوهای گروه اول و سوم دارای مفهوم یکسان خطر با رنگ و شکل متفاوت هستند و به صورت دو به دو به موضوع یکسان اشاره دارند، مقادیر همبستگی و مینیمم مربع خطا برای هر یک از ۸ داوطلب نشان می‌دهد که مرد شماره ۱ در تابلوهای «جاده لغزنده»، «کارگران مشغول کارند» و «عبور دوچرخه سوار» تمرکز بالاتری داشته و سیگنال‌های مشابه تری با توجه به سیگنال هدف ارائه کرده است. هم‌چنین مرد شماره ۲ در تابلوی «جاده باریک می‌شود»، مرد شماره ۳ در تابلوهای «جاده لغزنده» و «کارگران مشغول کاراند»، مرد شماره ۴ در تابلوهای «عبور دوچرخه سوار» و «جاده لغزنده»، زن شماره ۱ در تابلوهای «عبور عابر پیاده» و «جاده لغزنده»، زن شماره ۲ در تابلوی «عبور عابر پیاده»، زن شماره ۳ در تابلوهای

پژوهش صورت گرفته در این مقاله ثبت سیگنال از تعداد افراد بیشتر و همچنین استفاده از کلمات و مفاهیم آن به همراه تصویرسازی ذهنی به جای استفاده از واژه یا واج می‌باشد و نقطه ضعف آن بررسی نکردن ویژگی‌های طیفی می‌باشد که با توجه به سیگنال‌های در دسترس این امکان در آینده وجود دارد که علاوه بر ویژگی‌های زمانی و مکانی، ویژگی‌های طیفی نیز بررسی شوند. البته استفاده از ویژگی‌های طیفی و پردازش‌های زمان - فرکانس به دلیل پیچیدگی و حجم زیاد پردازش و تحت الشعاع قرار دادن مزایای آن در سیستم‌های BCI توصیه نمی‌گردد، زیرا در سیستم‌های BCI پردازش‌ها باید به صورت زمان واقعی باشند.

نتایج این آزمایش‌ها نشان می‌دهند ناحیه پس سری در تولید کلمه نا آشکار و پردازش معنایی نقشی اساسی دارد. این نتایج مبین این واقعیت هستند که فعالیت لوب پس سری هنگام دیدن کلمات و تصاویر نسبت به دیگر مناطق مغزی بالاتر است. در این پژوهش، جهت مقایسه نتایج با مطالعات صورت گرفته بر روی آناتومی مغز و تصاویر PET و همچنین پژوهش‌های صورت گرفته بر روی تصاویر fMRI و بررسی توپوگرافی سر هنگام گفتار تصویری در ارتباطات خاموش واکه‌ای، سیگنال هدف طوری انتخاب شد که با لوب پس سری بیشترین همبستگی را داشته باشد و نتایج به دست آمده، نتایج پژوهش‌های پیشین را تایید می‌کند.

محدودیت‌های علمی این تحقیق، عبارت از کم بودن تعداد افراد شرکت کننده در آزمون با دامنه سنی محدود، فعالیت‌های ذهنی محدود در طراحی تکلیف، بررسی نکردن ویژگی‌های گوناگون از جمله ویژگی‌های طیفی، کمبود امکانات از جمله امکان تصویربرداری مغزی در کنار ثبت سیگنال‌ها جهت مقایسه نتایج این دو با یکدیگر و محدودیت‌های دیگر است که سعی داریم در مطالعات و تحقیقات آتی آن‌ها را برطرف سازیم.

«عبور عابر پیاده»، «جاده لغزنده» و «کارگران مشغول کارند» و زن شماره ۴ در تابلوهای «عبور دوچرخه سوار» و «جاده لغزنده» همبستگی بالا و مینیمم مربع خطای کمتری دارند.

جهت مقایسه نتایج این پژوهش با نتایج پژوهش‌های نسبتاً مشابه قبلی می‌توان گفت که یک پژوهش (۸) از fMRI و الگوریتم ICA جهت جدا سازی دو گروه مفهومی کلمات استفاده کرده است. روند آزمایش بدین صورت بود که یکی از محرک‌ها مانند «نوشتن» و «پرو کردن» را به صورت نا آشکار تکرار کنند. سپس فعالیت مغزی نواحی مختلف با استفاده از تصویربرداری fMRI در حین آزمایش ثبت شد و تحلیل آماری آنالیز اجزای مستقل (ICA) برای یافتن ارتباطات بین نواحی مختلف استفاده گردید و به دلیل آن که از تصویربرداری مغزی استفاده شد، تنها ویژگی‌های مکانی استخراج گشت. مزیت این پژوهش نسبت به این مقاله، تعداد افراد مورد آزمون، دامنه سنی و همچنین دقت مکانی بالاتر این پژوهش است. هر دو پژوهش از الگوریتم آنالیز اجزاء مستقل جهت تفکیک استفاده کرده‌اند و مزیت پژوهش صورت گرفته در این مقاله به دلیل استفاده از سیگنال‌های EEG، بالا بودن دقت زمانی و استخراج دقت مکانی با توجه به مفهوم کلمات می‌باشد.

مطالعه‌ای مشابه (۹) نیز وجود دارد که آزمون تکمیل کلمات را بر روی تصاویر fMRI و با استفاده از الگوریتم ICA انجام داده است که همانند نکات ذکر شده مزیت پژوهش این مقاله استفاده از سیگنال‌های EEG با دقت زمانی و مکانی می‌باشد که برای استفاده در سیستم‌های BCI مناسب‌تر می‌باشد. تعداد افراد هر دو پژوهش تقریباً یکسان است.

دو مطالعه دیگر (۱۰، ۱۱) بر روی سیگنال‌های مغزی EEG انجام شد که شرکت کنندگان در این آزمایش‌ها جهت تصور واکه‌ای مورد آزمون قرار گرفتند. جهت تفکیک سیگنال‌ها در مطالعه (۱۰) از کلاس بند ماشین بردار پشتیبان (SVM) استفاده شد و در مطالعه (۱۱) از روش بازشناسی کور مرتبه دوم (SOBI) به کار گرفته شد. مزیت

جدول ۷. مقایسه نتایج این پژوهش با نتایج پژوهش های نسبتاً مشابه

تعداد داوطلبان	۳۳۶	۱۰	۳	۷	۸
رنج سنی	۵-۱۸	----	----	----	۲۵-۳۰
نوع تکلیف	کلمات	کلمات	واکه یا هجا	واکه یا هجا	مفهوم کلمات
نوع ثبت	fMRI	fMRI	EEG	EEG	EEG
الگوریتم	ICA	ICA	SVM	SOBI	ICA
ویژگی	مکانی	مکانی	زمانی	زمانی و طیفی	زمانی و مکانی

نتیجه گیری

در این پژوهش، موضوع آشکارسازی سیگنال‌های مغزی دو گروه مفهومی از کلمات مورد بررسی قرار گرفت. در این راستا سعی شد از الگوریتم FastICA هم‌زمان هم جهت آشکارسازی آرتیفکت چشم و هم برآورده کردن موضوع آشکارسازی سیگنال‌های مغزی دوگروه مفهومی از کلمات خطر و اطلاع رسانی استفاده شود. در روش پیشنهاد شده، پس از اعمال الگوریتم FastICA، طبق مطالعات انجام شده بر روی آناتومی مغز در گفتار خاموش، تصاویر PET، تصاویر fMRI و بررسی توپوگرافی سر هنگام گفتار تصویری در ارتباطات خاموش واکه‌ای، سیگنالی که بیشترین همبستگی با لوب پس سری داشته است به عنوان سیگنال هدف انتخاب شد.

شبه سازی‌ها نشان دادند که با توجه به سیگنال‌های به دست آمده از خروجی الگوریتم FastICA اعمال شده بر سیگنال‌های مخلوط ثبت شده، می‌توان به سادگی منبع پلک چشم و منابع حرکت چشم را شناسایی کرد. هم‌چنین نتایج نشان می‌دهند که الگوریتم ICA به عنوان یکی از الگوریتم‌های تشخیص کور منابع، برای تشخیص مفهوم کلمه و جایگاه آن در مغز با استفاده از سیگنال‌های مغزی EEG برای استفاده در سیستم‌های BCI مناسب می‌باشد.

نتایج این آزمایش با نتایج به دست آمده از روش‌هایی هم‌چون fMRI و روش‌های مبتنی بر سیگنال‌های مغزی EEG در تصور واکه ای در گفتار خاموش یکسان می‌باشند. در این روش‌ها پردازش‌های معنایی به صورتی

است که لوب‌های گیجگاهی و پیشانی با لوب پس سری همبستگی بالایی دارند و مفاهیم متفاوت، تاثیرات متفاوتی در این نواحی سر ایجاد می‌کنند.

از نتایج این تحقیق می‌توان در طراحی سیستم‌های رابط مغز - رایانه برای معلولین و هم‌چنین تمامی افراد استفاده کرد. هم‌چنین می‌توان از این نتایج، با اعمال بازخورد از طریق ویژگی‌های سیگنال هدف، در امر آموزش بیماران دچار ضایعه مغزی، افراد مبتلا به آلزایمر، کودکان بیش فعال و غیره استفاده کرد. به علاوه، بررسی و گسترش نتایج این تحقیق در امور ذکر شده مستلزم مطالعات بیشتر است.

تشکر و قدردانی

امکانات مورد نیاز پژوهش حاضر توسط جناب آقای دکتر مهدی اکبری در واحد شنوایی سنجی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران فراهم گردید. از این رو، نویسندگان از همکاری صمیمانه ایشان و هم‌چنین تمامی افراد شرکت کننده در این طرح، کمال تشکر و سپاسگزاری را دارند.

مقاله حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد در دانشگاه صنعتی مالک اشتر تهران با عنوان «تفکیک دو گروه مفهومی از کلمات با استفاده از سیگنال‌های مغزی» است.

منابع

1. Saeid S, Chambers J. EEG signal processing. Chichester: John Willey & Sons Ltd. 2007.

2. Woodman GF. A brief introduction to the use of event-related potentials in studies of perception and attention. *Attention, Perception, & Psychophysics*. 2010;72(8):2031-46.
3. Petrantonakis PC, Hadjileontiadis LJ. Emotion recognition from EEG using higher order crossings. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*. 2010; 14(2): 186-97.
4. Ribas GC. The cerebral sulci and gyri. *Neurosurgical focus*. 2010;28(2):E2.
5. Guyton A, Hall J. *Textbook of medical physiology*, 11th. 2006.
6. Petersen SE, Fox PT, Posner MI, Mintun M, Raichle ME. Positron emission tomographic studies of the cortical anatomy of single-word processing. *Nature*. 1988;331(6157):585-9.
7. Calliess J-P. Further Investigations on Unspoken Speech – Findings in an attempt of developing EEG-based word recognition. [MSc thesis]. Carnegie Mellon University, 2006.
8. Karunanayaka P, Schmithorst VJ, Vannest J, Szaflarski JP, Plante E, Holland SK. A linear structural equation model for covert verb generation based on independent component analysis of fMRI data from children and adolescents. *Frontiers in systems neuroscience*. 2011;5:29-30.
9. Palmer ED, Rosen HJ, Ojemann JG, Buckner RL, Kelley WM, Petersen SE. An event-related fMRI study of overt and covert word stem completion. *Neuroimage*. 2001;14(1):182-93.
10. DaSalla CS, Kambara H, Sato M, Koike Y. Single-trial classification of vowel speech imagery using common spatial patterns. *Neural Networks*. 2009;22(9):1334-9.
11. Deng S, Srinivasan R, Lappas T, D'Zmura M. EEG classification of imagined syllable rhythm using Hilbert spectrum methods. *Journal of neural engineering*. 2010;7(4): 046006.
12. Webster J. *Medical Instrumentation*. 3rded. New York: John-Wiley & Sons Inc;1998.
13. Cichocki A, Amari S-i. *Adaptive blind signal and image processing: learning algorithms and applications*: John Wiley & Sons; 2002.
14. Hyvriinen A, Karhunen J, Oja E. *Independent component analysis*. Wileyand Sons. 2001.
15. Tichavský P, Koldovský Z, Oja E. Performance analysis of the FastICA algorithm and Cramé' r-rao bounds for linear independent component analysis. *Signal Processing, IEEE Transactions on*. 2006; 54(4): 1189-203.