

ارتباط مغز-رایانه دوبعدی مبتنی بر توجه انتخابی دیداری به کمک سیگنال‌های MEG

سیدعابد حسینی، مربی و دانشجوی دکترای کنترل^۱، محمدباقر نقیبه سیستانی، استادیار^۱، محمدرضا اکبرزاده توتونچی، استاد^۱

۱- قطب علمی رایانش نرم و پردازش هوشمند اطلاعات - دانشکده مهندسی - دانشگاه فردوسی مشهد - مشهد - ایران

E-mails: sa.hosseini@stu.um.ac.ir, Mb-naghibi@um.ac.ir, Akbazar@um.ac.ir

چکیده: شناخت حالت‌های مغزی انسان خصوصاً پدیده «توجه» به‌عنوان یکی از بارزترین فعالیت‌های شناختی مغز، در بسیاری از بیماری‌ها مانند نقص توجه - پر تحرکی، درخودماندگی، نقص عصب، نقص عضو و هم‌چنین در بسیاری از زمینه‌ها نظیر تصمیم‌گیری، درمان اعتیاد، یادگیری، دروغ‌سنجی، ارتباط مغز-رایانه، رانندگی، نگاهبانی اماکن حفاظتی، سوزن‌بانی قطار و خلبانی کاربرد دارد. هدف اصلی این مقاله، ارائه روشی کارا برای ارتباط مغز-رایانه (BCI) دوبعدی مبتنی بر «توجه انتخابی دیداری» با استفاده از سیگنال‌های MEG است. توجه انتخابی، یک فرآیند شناختی است که در آن شخص تمرکز خود را به‌طور انتخابی روی یک وجه قرار داده و وجوه دیگر و نیز برخی عوامل منحرف‌کننده را نادیده می‌گیرد. در این مقاله، به علت خواص خوب سیگنال مغزی MEG، از آن به‌عنوان سیگنال کنترلی در BCI استفاده می‌شود. پس از پیش‌پردازش داده، ویژگی‌هایی نظیر ضرایب موجک دابشیز و آنتروپی تقریبی از سیگنال MEG استخراج می‌شوند. معمولاً تمام ویژگی‌های استخراجی برای دسته‌بندی مفید نیستند، بنابراین از الگوریتم تحلیل مؤلفه‌های اصلی (PCA)، برای انتخاب مناسب‌ترین دسته ویژگی‌ها استفاده می‌شود. ویژگی‌های بهینه استخراج‌شده، به یک ماشین بردار پشتیبان با هسته‌های چندجمله‌ای، تابع پایه شعاعی و هم‌چنین ماشین بردار پشتیبان موجک (WSVM) با هسته‌های مورلت و کلاه مکزیکی برای طبقه‌بندی داده می‌شوند. درنهایت این مقاله می‌تواند محل حضور محرک را با درصد صحت متوسط ۹۲/۲۶٪ به کمک دسته‌بندی کننده با هسته مورلت از روی سیگنال MEG تشخیص دهد. از مطالعه نواحی مختلف مغزی مشاهده می‌شود، بیش‌ترین درصد صحت، مربوط به نواحی پیشانی و گیجگاهی است. از نتایج تحقیق می‌توان برای شناسایی بهتر نواحی مختلف مغز در حالت توجه انتخابی دیداری استفاده کرد. نتایج شبیه‌سازی بیانگر مؤثر بودن این روش در کاربردهای BCI با صحت ۹۲/۲۶٪ است.

واژه‌های کلیدی: ارتباط مغز - رایانه، توجه انتخابی دیداری، سیستم شناخت، سیگنال MEG.

A two-dimensional brain-computer interface based on visual selective attention by Magnetoencephalograph (MEG) signals

S. A. Hosseini, M. B. Naghibi-Sistani, M-R. Akbarzadeh-Totonchi,

Center of Excellence on Soft Computing and Intelligent Information Processing, Faculty of Engineering, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran

Abstract: Understanding the human brain states, especially “attention” phenomena, is one of the most important aspects of cognitive sciences and has many fields such as in rehabilitation, attention deficit hyperactivity disorder and autism and also has many applications such as in decision making, addiction treatment, learning, polygraphs, brain-computer interface, driving, protection places, bonnie needle train and pilotage. The main goal of this research is to discover the relationship between visual selective attentions with a two-dimensional brain-computer interface by magnetoencephalography (MEG) signals. Selective attention is a cognitive process in which a person puts their focus selectively on one aspect of information and ignores its other aspects and distorting factors. In this research due to the good properties of MEG signals they are used as control signals in BCI. After pre-processing of the MEG signals, features such as wavelet coefficient (Daubechies) and approximate entropy are extracted. Usually, not all features are beneficial for classification, so the algorithm of principal component analysis (PCA) is used to select the most appropriate feature sets. These optimum features are sent to a support vector machine with different kernels such as polynomial and RBF and also wavelet support vector machine (WSVM) with different kernels such as Morlet and Mexican hat for classification. The simulation results indicate that the proposed system can predict the location of the attended stimulus with a high average accuracy (92.26%).

Keywords: Brain-Computer Interface, Visual selective attention, Cognitive system, Magnetoencephalography signal.

تاریخ ارسال مقاله: ۱۳۹۳/۰۲/۰۶

تاریخ اصلاح مقاله: ۱۳۹۳/۰۵/۰۱

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۳/۰۵/۰۹

نام و نام خانوادگی نویسنده مسئول: سیدعابد حسینی

نشانی نویسنده مسئول: دانشگاه فردوسی مشهد دانشکده مهندسی - قطب علمی رایانش نرم و پردازش هوشمند اطلاعات

۱- مقدمه

شناخت فعالیت‌های مختلف ذهنی انسان، همواره مورد توجه طیف گسترده‌ای از محققان در حوزه‌هایی نظیر روان‌شناسی، روان‌پزشکی، علوم تربیتی، فیزیولوژی و علوم اعصاب است. هدف این شناخت، بهبود عملکرد، رفتار و افزایش کارایی انسان است. در این بین استفاده از ابزارها و روش‌های مناسب برای شناخت صحیح این نوع فعالیت‌ها، بسیار حائز اهمیت است. پدیده «توجه» در بسیاری از بیماری‌ها مانند نقص توجه - پرتحرکی (ADHD)^۱، در خودماندگی^۲، نقص عصب، نقص عضو و هم-چنین در بسیاری از زمینه‌ها نظیر تصمیم‌گیری، درمان اعتیاد، یادگیری، دروغ‌سنجی، ارتباط مغز- رایانه (BCI)^۳، رانندگی، نگاهبانی اماکن حفاظتی، سوزن‌بانی قطار و خلبانی کاربرد دارد.

اولین همایش بین‌المللی تحقیق‌های مرتبط با BCI در سال ۱۹۹۹ در موسسه رنسلوویل در نزدیکی آلبانی نیویورک برگزار شد. بر طبق این همایش، BCI یک سیستم ارتباطی است که بر اساس مسیرهای طبیعی خروجی مغز یعنی ماهیچه‌ها و اعصاب محیطی عمل نمی‌کند، بلکه این سیستم باید دستورها و خواسته‌های شخص را وقتی او کاملاً ساکت و بی‌حرکت است، بازیابی و آشکار نماید [۱]. اکثر سیستم‌های BCI جدید، غیرتهدامی بوده و تقریباً در همه آن‌ها از سیگنال‌های مغزی نمونه‌برداری شده از سطح جمجمه برای کنترل وسایل استفاده می‌شود [۲]. در این‌گونه آزمایش‌ها، از شخص خواسته می‌شود، تصوره‌های مختلفی نظیر دوران یک مکعب، فشردن کلید ماوس، شمردن تعداد تحریک‌ها و یا حرکت یک انگشت را در ذهن خود تجسم کند [۱]. تفاوت بین سیستم‌های BCI یک‌بعدی با دوبعدی در تعداد جهت‌های وظیفه در هنگام اجرای آزمون است [۳]. در وظیفه یک-بعدی، منظور تمایز بین دو جهت و در وظیفه دوبعدی منظور تمایز بین چهار جهت است.

کلمه توجه، شامل طیف وسیعی از پدیده‌ها است [۴]. توجه به دلیل تأثیر واضح آن بر کاهش و یا افزایش اکثر فعالیت‌ها، یکی از جذاب‌ترین جنبه‌های فعالیت شناختی مغز است. تاکنون مدل‌های زیادی برای دسته‌بندی توجه پیشنهاد شده است. یکی از بیش‌ترین مدل‌هایی که برای ارزیابی توجه استفاده می‌شود، مدل سولبرگ و ماتر است [۵]. مطابق این دسته‌بندی، توجه، به پنج نوع تقسیم‌بندی می‌شود. ۱- توجه متمرکز: در این توجه، با ارائه دو یا چند محرک هم-زمان، فرد باید فقط به یکی از آن‌ها پاسخ دهد. به‌عنوان نمونه، هنگامی که فرد تلاش می‌کند یک معادله ریاضی پیچیده را حل کند، تلاش وی منجر به راه‌حل‌های مختلفی می‌شود. ۲- توجه ماندگار: این توجه به قابلیت ادامه‌دادن به یک واکنش رفتاری سازگار در هنگام یک فعالیت پیوسته و تکراری مربوط است. در اینجا، شخص باید بتواند در مدت‌زمان طولانی تمرکز خود را نسبت به موضوع موردنظر باقی نگه دارد. به‌عنوان نمونه، نگهبان یک ساختمان ممکن است تمام شب منتظر مزاحم باشد، در صورتی که ممکن است هیچ‌کس را مشاهده نکند. توجه و پاسخ به چنین وقایع فرکانس پایین، احتیاج به پردازشی

متفاوت نسبت به وقایع فرکانس بالا در مدت‌زمان کوتاه دارد. ۳- توجه انتخابی: این توجه به محدودیت‌های ظرفیت پردازشی انسان در توجه به چند محرک هم‌زمان اشاره دارد، بنابراین باید بعضی از عناصر اطلاعاتی نسبت به بقیه دارای اولویت شوند. مثلاً در آزمون استروپ فرد باید رنگ حروف را پیش از آنکه بنام رنگ‌ها توجه کند، نام ببرد. ۴- توجه تناوبی: در این توجه، انعطاف‌پذیری ذهنی باید به نحوی باشد که بتواند توجه خود را بین کارهای مختلفی که نیاز به فعالیت‌های شناختی دارند، به‌طور مناسب انتقال دهد. ۵- توجه تقسیم‌شده: این توجه توانایی واکنش هم‌زمان به چندین کار مختلف است. زمانی که توجه بین چند موضوع تقسیم می‌شود، زمان کوتاهی در تغییر توجه و جابجایی آن بر موضوع‌ها صرف می‌شود. به‌عنوان مثال، در هنگام رانندگی با وسیله نقلیه، توجه به چند موضوع مختلف نظیر نگهداری آن در مسیر جاده، نگاه کردن به آینه‌ها، گوش کردن به صدای موتور، سرعت مطمئنه، رخدادهای کنار جاده و هم‌چنین رخدادهای به وجود آمده در پشت متمرکز است [۶]. البته رانندگان ماهر به خاطر انجام این وظایف پیچیده، به‌صورت عادت، همه را شگفت‌زده می‌کنند.

در مطالعه‌های شناختی، وجود سیستم‌هایی که میزان فعالیت مغزی نظیر حالت توجه را کمی کنند، اجتناب‌ناپذیر است. تاکنون مطالعه‌های بیش‌تری روی جنبه‌های دیداری و شنیداری توجه انجام شده است. آنچه این مقاله نیز بر آن تأکید دارد «توجه انتخابی دیداری» است. در ادامه مهم‌ترین تحقیق‌های مرتبط بررسی می‌شوند. ملبینگر و همکاران در سال ۲۰۰۷ نشان دادند که سیستم‌های BCI مبتنی بر سیگنال MEG^۴ امکان‌پذیر و کارآمد هستند و می‌توانند برای بهبود سرعت ارتباط سیستم‌های BCI مورد استفاده قرار گیرند [۷].

گرونا و همکارش در سال ۲۰۰۹، برای اولین بار به کمک ویژگی متوسط توان باند آلفای خلفی و طبقه‌بندی کننده ماشین بردار پشتیبان (SVM)^۵ با هسته خطی به نرخ صحت متوسط ۶۹٪ (از ۵۷٪ تا ۸۶٪ برای شرکت‌کنندگان مختلف) برای وظیفه یک‌بعدی و نرخ صحت متوسط ۴۱٪ (از ۲۹٪ تا ۶۹٪ برای شرکت‌کنندگان مختلف) برای وظیفه دوبعدی شامل چهار جهت بالا، پایین، چپ و راست دست یافتند [۳]. آن‌ها برای بررسی تخمین مقاومتی بودن عملکرد دسته‌بندی، از روش ارزیابی ۱۰ دسته^۶ استفاده کردند. نتایج آن‌ها نشان می‌دهد، عملکرد دسته‌بندی برای همه شرکت‌کنندگان به جزء دو شرکت‌کننده تفاوت معناداری را نشان می‌دهد. هم‌چنین آن‌ها نشان دادند، تفاوت معناداری بین نرخ ارسال اطلاعات (ITR)^۷ در وظایف یک‌بعدی و دوبعدی مشاهده نمی‌شود. نرخ متوسط دسته‌بندی با استفاده از سیگنال EOG^۸ برای موارد یک‌بعدی و دوبعدی به ترتیب ۵۷٪ و ۲۷٪ است که هر دو درصد صحت به‌دست‌آمده از متوسط توان باند آلفا کم‌تر هستند. افزایش فعالیت باند آلفای خلفی برای ۵ شرکت‌کننده دارای درصد صحت بالا، ۲/۶ بار بیش‌تر از شرکت‌کنندگان با درصد صحت پایین است. از نتایج هم‌چنین مشاهده می‌شود، فعالیت گستره ۵ تا

هدف اصلی این مقاله، ارائه یک روش کارا برای کاربرد BCI دوبعدی مبتنی بر توجه انتخابی دیداری با استفاده از سیگنال‌های MEG است. مسئله سرعت، زمان حقیقی بودن و صحت از چالش‌هایی هستند که در مسیر توسعه سیستم‌های BCI وجود دارند، از این رو به‌منظور بهبود موارد فوق برای پیاده‌سازی از روش‌های پردازشی مختلفی استفاده می‌شود. از مسائل حائز اهمیت در فعالیت‌های شناختی مغز، امکان ارزیابی فعالیت در مبدأ پیدایش آن است؛ بنابراین هدف بسیاری از تحقیق‌های حوزه علوم شناختی، کاهش بررسی عوامل واسطه‌ای و نمودهای رفتاری نظیر کلامی و حرکتی است. با توجه به اینکه یکی از اهداف مهم آتی مقاله، ارائه یک نقشه شناختی و مدل محاسباتی از فعالیت مغز در حالت توجه انتخابی دیداری است، از سیگنال MEG در کاربرد ارتباط مغز- رایانه دوبعدی به علت ثبت پیوسته، ثبت غیرتهاجمی، حد تفکیک زمانی^{۱۴} بسیار خوب در حد میلی‌ثانیه و یا زیر میلی‌ثانیه و حد تفکیک مکانی (فضایی)^{۱۵} بسیار بهتر از سیگنال EEG استفاده می‌شود [۱۰]. بدین منظور از سیگنال‌های مغزی MEG، ویژگی‌های مختلفی را استخراج کرده، سپس ویژگی‌های مؤثرتر انتخاب می‌شوند و به طبقه‌بندی کننده داده می‌شوند.

ساختار تحقیق بدین صورت است که ابتدا به معرفی سیگنال MEG پرداخته شده، سپس داده مورد استفاده در تحقیق و آزمون ثبت معرفی می‌شود. در ادامه بخش تحلیل داده شامل پیش‌پردازش، استخراج ویژگی‌ها، کاهش ابعاد فضای ویژگی، هنجارسازی ویژگی‌ها و دسته‌بندی پرداخته می‌شود. سپس به گزارش نتایج تحقیق پرداخته شده و در نهایت بحث و نتیجه‌گیری آورده می‌شود.

۲- سیگنال MEG

تاکنون از روش‌ها و سیگنال‌های زیستی متعددی به دو صورت تهاجمی^{۱۶} و غیرتهاجمی^{۱۷} برای تشخیص و کمی‌سازی توجه در کاربرد BCI استفاده شده است. از جمله می‌توان به روش‌های ساختاری: CT^{۱۸} و MRI^{۱۹}، همودینامیک: fMRI^{۲۰} [۱۶-۱۴]، NIRS^{۲۱} [۱۹-۱۷]، PET^{۲۲} و SPECT^{۲۳}، NMRS^{۲۴} و Na-MRI، الکتریکی: EEG [۲۴، ۱۴-۲۰]، MEG [۲، ۷، ۲۰، ۲۵ و ۲۶] و تحریکی: TMS-EEG^{۲۵} اشاره کرد.

در این تحقیق از سیگنال MEG به علت ثبت پیوسته، ثبت غیرتهاجمی، حد تفکیک زمانی بسیار خوب در حد میلی‌ثانیه و یا زیر میلی‌ثانیه و حد تفکیک مکانی بسیار بهتر از سیگنال EEG استفاده می‌شود. سیگنال‌های MEG از فعال شدن هم‌زمان تعداد زیادی نورون در یک منطقه از قشر مخ که سبب ایجاد یک میدان مغناطیسی گذرا می‌شوند به وجود می‌آیند. به کمک دستگاه‌های ثبت MEG می‌توان به مکان‌یابی منشأ پدیده، با اندازه‌گیری میدان بسیار کوچک درون مجموعه‌ای پرداخت. این روش در سال ۱۹۶۸ توسط دیوید کوهن و همکارانش به نام‌های ادلساک و زیمرمان در دانشگاه MIT آغاز شد. منبع فعالیت‌های ثبت‌شده به روش MEG، از فرآیندهای

۷۰ هرتز خلفی در ۱۵۰۰ میلی‌ثانیه بعد از رؤیت مربع برای شرکت‌کنندگان با درصد صحت بالا افزایش می‌یابد، درحالی‌که برای شرکت‌کنندگان با درصد صحت پایین مشاهده نمی‌شود.

ژانگ و همکاران در سال ۲۰۱۰، یک سیستم BCI مبتنی بر توجه انتخابی دیداری غیرفضایی پنهان از دو سطح، توسط دو مجموعه از نقاط با رنگ‌های مختلف ارائه دادند [۸]. آن‌ها از پتانسیل‌های برانگیخته بینایی (SSVEP)^{۲۷} برای تجزیه و تحلیل استفاده کرده‌اند. نتایج آن‌ها نشان داد، با انتخاب یکی از دو سطح، دامنه پتانسیل برانگیخته بینایی در فرکانس متناظر افزایش یافته است.

فورت و همکاران در سال ۲۰۱۰، به مطالعه اثر توجه در پردازش اطلاعات در هنگام رانندگی به کمک سیگنال‌های MEG پرداختند [۹]. در تحقیق آن‌ها، یک شبیه‌ساز وسیله نقلیه مجهز به چرخ، فرمان، جاپایی^{۱۰} گاز و جاپایی ترمز طراحی شده است. شرکت‌کنندگان در این آزمون از طریق رادیویی ارتباط دارند. در خلال نیمی از زمان رانندگی شرکت‌کنندگان می‌توانند ارتباط رادیویی را نادیده بگیرند و این مرحله وظیفه ساده (ST^۱) نامیده می‌شود. در نیمه زمانی دیگر باید به دستورات و پاسخ به سه سؤال گوش دهند و این مرحله وظیفه دوگانه (DT^۲) نامیده می‌شود. نتایج تحقیق نشان می‌دهد، در ST و DT شبکه بزرگ توزیع شده به صورت مشابه فعال می‌شوند. این شبکه معمولاً در نواحی دیداری حسی نظیر آهیانه‌ای و پیشانی هستند و نقش مهمی در توجه انتخابی و مناطق موتوری ایفاء می‌کنند. هم‌چنین نتایج برای علائم راهنمایی و علائم جهت نیز مشابه است.

ژانگ و همکاران در سال ۲۰۱۱، یک سیستم BCI مبتنی بر سیگنال MEG را برای تشخیص جهت حرکت دست از یک تعداد کوچک نمونه آموزشی، توسط الگوریتم تحلیل تفکیک‌کننده خطی خوشه‌بندی (CLDA)^{۲۸} پیشنهاد دادند [۱۰]. آزمایش‌های آن‌ها بر روی ۵ شرکت‌کننده انجام شد. در نهایت آن‌ها به درصد صحت متوسط ۸۷٪ در تشخیص چهار جهت، بالا، پایین، چپ و راست دست یافتند.

اسپولر و همکاران در سال ۲۰۱۲، یک طبقه‌بندی کننده تطبیقی بر پایه SVM را برای افزایش عملکرد سیستم‌های BCI مبتنی بر سیگنال‌های MEG پیشنهاد دادند [۱۱].

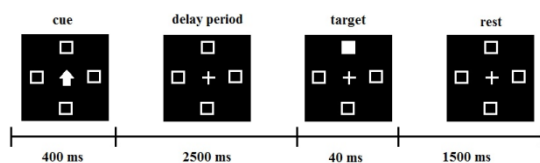
کولینجن و همکاران در سال ۲۰۱۳، به کمک سیگنال‌های MEG به کشف اثر توجه فضایی روی فعالیت گاما در قشر دیداری اولیه انسان پرداختند [۱۲]. نتایج آن‌ها نشان داد، فعالیت گاما در هنگام توجه فضایی افزایش می‌یابد.

دلیری در سال ۲۰۱۴، روشی ترکیبی برای کشف توجه فضایی به کمک سیگنال‌های MEG ارائه داد [۱۳]. روش ترکیبی شامل انتخاب کانال توسط روش بیزین به‌عنوان یک مرحله پیش‌پردازش، استخراج ویژگی توسط بسته موجک سیملت و انتخاب ویژگی توسط آنتروپی بود. در نهایت توسط بیزین، دسته‌بندی را انجام داد. نتایج تحقیق نشان داد، سیستم آن‌ها می‌تواند محل حضور محرک را با درصد صحت متوسط ۹۱/۷۸ پیش‌بینی کند.

۳- داده و آزمون ثبت

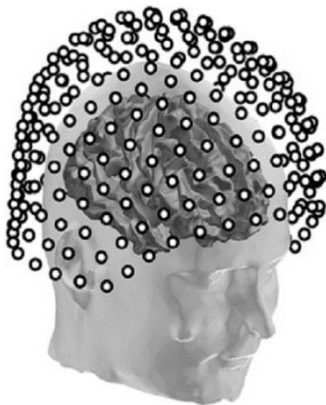
داده این تحقیق از مرجع [۳] استفاده شده است. در این تحقیق، ۱۵ شرکت‌کننده، شامل ۶ زن و ۹ مرد، با متوسط سنی $28 \pm 8/6$ سال حضور داشتند. همه شرکت‌کنندگان دارای دید طبیعی و یا اصلاح‌شده بودند. ۴ مرد و ۲ زن در این آزمایش چپ‌دست و بقیه راست‌دست بودند. این مطالعه با رعایت اخلاق پزشکی و مطابق با رضایت‌نامه هلسینکی برای تحقیق‌های پزشکی با شرکت‌کنندگان انسانی از سوی انجمن پزشکی جهان (1 WMA) انجام شده بود.

در این تحقیق، داده ۴ شرکت‌کننده در اختیار است. همه شرکت‌کنندگان یک صفحه نمایش با علامت به‌علاوه ثابت در مرکز و ۴ مربع با زاویه بینایی $7/5$ درجه در بالا، راست، پایین و چپ را نگاه می‌کردند. در فواصل منظم، یک پیکان کوچک در محل علامت به‌علاوه ثابت، به‌منظور نشان دادن جهتی که افراد باید بدون حرکت چشم‌های خود، همراه با تمرکز به علامت به‌علاوه ثابت همراهی کنند. هر آزمایش با نمایش مربع‌ها به مدت ۴۰۰ میلی‌ثانیه شروع می‌شود، سپس به مدت ۲۵۰۰ میلی‌ثانیه شرکت‌کنندگان باید به جهت پیکان تمرکز کنند (دوره تأخیر). بعد از این دوره تأخیر، به مدت ۴۰ میلی‌ثانیه مربع مذکور سبز و یا قرمز رنگ می‌شود. بین آزمایش‌ها ۱۵۰۰ میلی‌ثانیه به شرکت‌کنندگان استراحت داده می‌شود. نمایشی از نحوه اجرای آزمون در شکل (۱) آورده شده است [۳].



شکل (۱): نمایشی از نحوه اجرای آزمون ثبت [۳]

تعداد کانال‌های ثبت سیگنال MEG معمولاً بین ۱۰۰ تا ۳۰۰ کانال است [۲۸]. سیستم‌های ثبت EEG همراه با MEG معمولاً بین ۳۲ تا ۱۲۸ کاناله هستند. داده این تحقیق توسط دستگاه CTF MEG و نکوور کانادا ثبت شده است. این دستگاه مطابق شکل (۲) شامل ۲۷۴ کانال حسگر است و تقریباً کل سر را پوشش می‌دهد.



شکل (۲): نمایشی از آرایش قرارگیری حسگرها در ۲۷۴ کانال MEG

الکتروشمیایی بنام علامت‌دهی عصبی سرچشمه می‌گیرند. دیگر فرآیندها، نظیر سوخت‌وساز و جریان خون، روی فعالیت عصبی اثر دارند و جزء روش‌های تصویربرداری غیرمستقیم نظیر PET و fMRI هستند. روش MEG نیز مانند EEG، محدودیت اساسی ثبت سیگنال از پوست سر را دارد. ثبت MEG، شبیه سیگنال EEG است اما روشی بسیار گران‌قیمت و پیچیده است؛ بنابراین استفاده محدودی دارد [۲۷]. سیگنال‌های MEG به دو صورت کاربرد دارد: ۱- مشابه سیگنال‌های EEG و پتانسیل‌های برانگیخته (2 EPs) برای تشخیص اختلال‌ها و حالت‌های مغزی؛ ۲- برای تخمین محل‌ها و دوره‌های زمانی منابع که به تصویربرداری مغناطیسی (2 MSI) معروف است، بنابراین گاهی واژه MSI به‌جای MEG استفاده می‌شود [۲۵].

استانداردهای عملی و راهنمایی برای کاربردهای بالینی MEG توسط انجمن بین‌المللی پیشرفت بالینی MEG (3 ISACM) در سال ۲۰۰۸ گسترش یافته است [۲۵]. تخمین فعالیت MEG به فاصله نسبی سر بیمار تا حسگرها بستگی دارد. بنابراین قبل از اخذ MEG، موقعیت سر بیمار، جهت، شکل سه‌بعدی و چند نشانه ثابت نظیر بیخ بینی و مجرای خارجی هر گوش استفاده می‌شود. پایش موقعیت سر، معمولاً توسط سه تا پنج سیم‌پیچ شاخص (در محل‌هایی نظیر گوش چپ، راست و بیخ بینی گذاشته می‌شود) انجام می‌شود. برای جلوگیری از نویزهای محیطی، اتاق ثبت MEG باید حفاظت شود. بدین منظور معمولاً برای لایه داخلی از جنس مس، برای لایه میانی از جنس نیکل و آهن و در نهایت برای لایه خارجی از جنس آلومینیم استفاده می‌کنند.

روش MEG جزء روش‌های امن است [۲۸]. تنها نگرانی ایمنی هلیوم مایعی است که به‌عنوان خنک‌کننده قطعه‌های ابرهدایت‌گر سیستم MEG استفاده می‌شود. هلیوم غیرقابل اشتعال و غیرسمی است، اما ممکن است زمانی که مقادیر زیادی از آن در هوا وجود دارد، جایگزین اکسیژن شود. در زمان عملیات، گاز هلیوم تبخیر می‌شود، بنابراین فشار افزایش می‌یابد، بنابراین برای جلوگیری از انفجار، شیرهای ایمنی نصب‌شده و گاز اضافی به هوای داخل اتاق حفاظت-شده منتقل می‌شود. معمولاً برای رفع این مشکل برای اتاق حفاظت‌شده تهویه مناسب سقفی در نظر می‌گیرند. در هنگام ثبت سیگنال MEG، می‌توان سیگنال‌هایی نظیر EEG، EMG 4 و تصویری را نیز از شرکت‌کنندگان ثبت کرد. اولین سنجش‌های MEG با SQUID 5 را کوهن در سال ۱۹۷۲ با ابزار تک کانال انجام داد. همچنین از نواحی فرکانسی معمول سیگنال MEG می‌توان به دلتا (۴-۸ Hz)، تتا (۸-۱۳ Hz)، آلفا (۱۳-۸ Hz)، بتا (۳۰-۱۸ Hz) و گاما (بالتر از ۴۰ هرتز) اشاره کرد.

بزرگی تولید می‌کند و توسط توزیع متقارن روی کانال‌های EMG ناحیه پیشانی- چشم شناسایی می‌شوند. حرکت‌های ساکادیک چشم نیز می‌توانند موجب اختلال‌های مشابهی شوند ولی دامنه کوچک‌تری در حسگرهای ناحیه پیشانی جانبی دارند. حرکت‌های سر نیز در اکثر کانال‌ها ایجاد اختلال می‌کنند. اختلال‌های ناشی از تنفس می‌توانند به‌عنوان فعالیت موزون آهسته هم‌زمان با سرعت تنفس، شناسایی شوند. این اختلال‌ها می‌توانند با حضور مواد فرومغناطیس در بدن خصوصاً در همسایگی قفسه سینه افزایش یابند. این اختلال‌ها معمولاً با یک پالایه بالاگذر با فرکانس ۲ تا ۳ هرتز حذف می‌شوند. یکی از منابع مهم اختلال غیربیولوژیکی کاشتن دندان و پر کردن دندان با موارد فرومغناطیسی است. برای اغلب کاربردها یک پالایه میان‌گذر با گستره فرکانسی ۳ تا ۷۰ هرتز و یک پالایه شکافی^{۳۳} با فرکانس ۵۰ هرتز می‌تواند مناسب است.

۴-۲- استخراج ویژگی‌ها

برای بازنمایی بهتر از سیگنال‌های ثبت‌شده، باید ویژگی‌هایی از آن‌ها استخراج شوند، سپس این ویژگی‌های استخراجی باید بهینه شده تا به طبقه‌بند اعمال شوند. در این قسمت به شرح ویژگی‌های استخراجی پرداخته می‌شود.

۴-۲-۱- تبدیل موجک

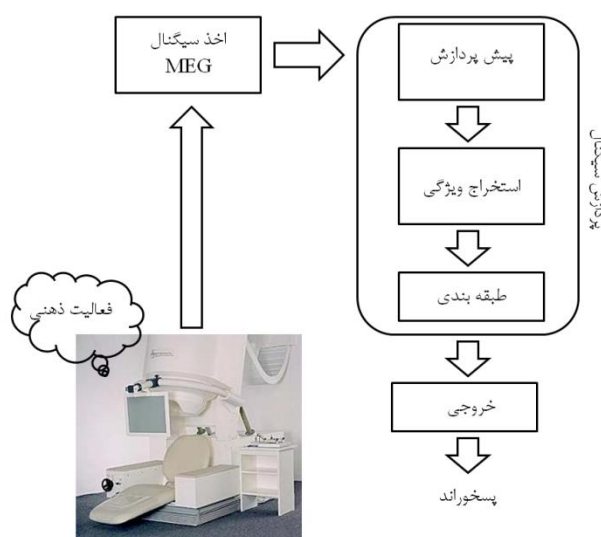
دیدگاه تبدیل موجک گسسته، بر مبنای پالایه بانک و تجزیه سیگنال اصلی به وسیله پالایه‌های بالاگذر و پایین‌گذر است. تعداد سطح‌های تجزیه بر پایه مؤلفه‌های فرکانسی غالب در سیگنال انتخاب می‌شوند و آن قسمت‌هایی از سیگنال را که بسیار همبسته با فرکانس‌های موردنیاز برای دسته‌بندی سیگنال هستند، در ضرایب موجک نگه می‌دارند. انتخاب موجک مناسب و تعداد سطوح تجزیه در تحلیل سیگنال‌ها با استفاده از DWT خیلی مهم است [۲۹].

در این تحقیق با توجه به اینکه سیگنال MEG معمولاً مؤلفه‌های فرکانسی در بالای ۳۷/۵ هرتز ندارد، سطح انتخابی، پنج در نظر گرفته می‌شود. بنابراین سیگنال به جزئیات D1-D5 و آخرین تقریب یعنی A5 تجزیه می‌شود. این تقریب و جزئیات ثبت‌شده با استفاده از ضرایب موجک بازسازی شده؛ به این نحو که مثلاً تقریب A4 از قرار گرفتن جزء D5 بر روی تقریب A5 به دست آمده است، این روال ادامه پیدا کرده تا در نهایت سیگنال اصلی از قرار گرفتن جزء D1 بر روی تقریب A1 به دست آید. پنج سطح تجزیه توسط موجک مادر دابشیز ۴ (db4^{۳۴}) با فرکانس نمونه‌برداری ۳۰۰ هرتز در جدول (۱) آورده شده است. هر چه شکل ظاهری موجک مادر هم‌خوانی بهتری با سیگنال داشته باشد، این تجزیه با کیفیت بهتری صورت می‌گیرد. در حالت کلی یک روش متداول برای انتخاب موجک مادر، مشاهده نتیجه هر موجک پایه و یا شباهت شکل ظاهری موجک با سیگنال است.

سیگنال‌ها به صورت پیوسته با نرخ ۱۲۰۰ هرتز نمونه‌برداری شده و سپس نرخ نمونه‌برداری به ۳۰۰ هرتز کاهش داده شده است. هر آزمایش از ۵۰۰- میلی‌ثانیه قبل از شروع نشانه تا پایان آزمایش سنجش می‌شود. طول مدت ۵۰۰ تا ۲۵۰۰ میلی‌ثانیه بعد از نشانه خروج برای تحلیل استفاده می‌شود تا از محرک قفل‌شده برانگیخته پرهیز شود. برای تحلیل سیگنال MEG از ۱۰۲۲ آزمایش صحیح استفاده می‌شود. برای جزئیات بیشتر می‌توانید به [۳] مراجعه کنید.

۴- تحلیل داده

نمایش کلی روال آزمایش و تحلیل داده در شکل (۳) آورده شده است. این شکل شامل بخش‌هایی نظیر جمع‌آوری داده، پیش‌پردازش، استخراج ویژگی‌ها، کاهش ابعاد فضای ویژگی‌ها، دسته‌بندی کننده، کنترل و پس‌خوراند است.



شکل (۳): نمایش کلی روال آزمایش و تحلیل داده

۴-۱- پیش‌پردازش

سیگنال‌های MEG می‌توانند توسط سیگنال‌های ناخواسته متعددی از چند منبع بیولوژیکی و غیربیولوژیکی (محیطی) متأثر شوند. از اختلال‌های محیطی می‌توان به آسانسورها، وسایل نقلیه، قطارها، وسایل الکترونیکی و تخت‌های بیمارستانی اشاره کرد. این اختلال‌ها معمولاً فرکانس‌های پایین هستند (محتوای فرکانسی حرکت اشیاء زیر ۱ هرتز است). از اختلال‌های متعارف بیولوژیکی می‌توان به عضله قلب، عضله‌های اسکلتی و کره چشم اشاره کرد. اختلال‌های متناظر با انقباض‌های ماهیچه‌ای پیشانی و گیجگاهی خصوصاً زمان فشردن دندان‌ها و فک‌ها دارای فرکانس بالا و دامنه کم هستند. اختلال‌های متناظر با فعالیت قلب، به علت تناوب و تطابق با ثبت هم‌زمان سیگنال قلبی به‌آسانی شناسایی می‌شوند. این اختلال به صورت امواج تیز متناظر با هر کمپلکس QRS مشاهده می‌شوند. پلک زدن که ناشی از اختلاف پتانسیل الکتریکی بین قرنیه و شبکیه است، معمولاً اختلال

$$i \neq j, \quad j = 1, 2, \dots, N - m + 1$$

که d فاصله متریک بین بردارهای $X_m(i)$ و $X_m(j)$ بوده و مطابق رابطه ۳ تعیین می‌شود:

$$d[X_m(i), X_m(j)] = \max_{k=0,1,\dots,m-1} |x(i+k) - x(j+k)| \quad (3)$$

سپس $\phi^m(r)$ از رابطه ۴ محاسبه می‌شود.

$$\phi^m(r) = \frac{1}{N-m+1} \sum_{i=1}^{N-m+1} \text{Ln} C_r^m(i) \quad (4)$$

مراحل فوق را نیز با $m+1$ انجام داده و سرانجام $ApEn$ از رابطه ۵ محاسبه می‌شود:

$$ApEn(m, r) = \lim_{N \rightarrow \infty} (\phi^m(r) - \phi^{m+1}(r)) \quad (5)$$

زمانی که طول داده N محدود است، $ApEn$ از رابطه ۶ به دست می‌آید:

$$ApEn(m, r, N) = \phi^m(r) - \phi^{m+1}(r) \quad (6)$$

برای محاسبه $ApEn(m, r, N)$ ابتدا باید دو پارامتر m بعد جاسازی (عدد صحیح مثبت) و r تیرانس (عدد حقیقی مثبت) انتخاب شوند. پینکاس پیشنهاد داد، $m=2$ و r مقدار ثابتی بین 0.1 تا 0.25 انحراف معیار سیگنال انتخاب شوند. در این تحقیق r را 0.25 انحراف معیار و $m=2$ انتخاب می‌شوند.

۳-۴- هنجارسازی ویژگی‌ها

همه ویژگی‌های استخراجی با متوسط (μ) صفر و انحراف معیار (σ) مطابق رابطه (۷) هنجارسازی می‌شوند.

$$X'_i = \frac{X_i - \mu}{\sigma} \quad (7)$$

که X'_i و μ ، X'_i نامین مقدار ویژگی قبل و بعد از هنجارسازی هستند.

۴-۴- کاهش ابعاد فضای ویژگی

در برخی موارد، فضای ویژگی تعریف شده روی سیگنال‌های ورودی حاوی اطلاعات، دارای افزونگی^{۳۵} است که اثری در دسته‌بندی ندارند. بنابراین لازم است به منظور داشتن حداکثر کارایی روش آشکارسازی از لحاظ محاسباتی، این افزونگی حذف شود [۳۲]. با هدف حفظ اطلاعات مفید موجود در داده، یک روش مناسب، استفاده از روش‌های کاهش ابعاد فضای ویژگی است.

در این تحقیق، از روش تحلیل مؤلفه‌های اصلی (PCA^{۳۶}) استفاده می‌شود. ابزار PCA یک روش وابسته به داده است و نیاز به آموزش دارد. به طور خلاصه روش PCA ابتدا از روی ماتریس کواریانس دادگان آموزش، مقادیر ویژه آن‌ها را به دست می‌آورد و آن‌ها را به ترتیب از بزرگ به کوچک مرتب می‌کند. آنگاه بسته به پارامترهای تعریف شده در مسئله تنها اطلاعات مربوط به چند مقدار ویژه بزرگ‌تر را حفظ می‌کند و با استفاده از بردارهای ویژه متناظر آن‌ها، ماتریس تبدیل فضای اولیه به فضای ثانویه با بعد کم‌تر را می‌سازد. بدین ترتیب

جدول (۱): پنج سطح تجزیه برای موجک db4 با فرکانس نمونه‌برداری ۳۰۰ هرتز

سطح‌های تجزیه	فاصله فرکانسی	محدوده‌های فرکانسی
D1	۷۵-۱۵۰ هرتز	نویز
D2	۳۷.۵-۷۵ هرتز	گاما (نویز)
D3	۱۸.۷۵-۳۷.۵ هرتز	بتا
D4	۹.۳۷۵-۱۸.۷۵ هرتز	آلفا
D5	۴.۶۸۷-۹.۳۷۵ هرتز	تتا
A5	۰-۴.۶۸۷ هرتز	دلتا

همان‌طور که در جدول (۱) مشخص است، مؤلفه A5 در داخل محدوده فرکانسی دلتا (۱-۴ zH) در D5 در محدوده تتا (۴-۸ zH)، D4 در محدوده آلفا (۸-۱۳ zH) و D3 در محدوده بتا (۱۳-۲۰ zH) قرار دارند. بنابراین مطابق جدول (۱)، چهار بازه مشخص شده به‌عنوان ضرایب معتبر استخراج می‌شوند. چهار دسته ضریب موجک استخراج شده، میزان انرژی سیگنال در حوزه زمان و فرکانس را نشان می‌دهند. هر یک از محدوده‌ها به علت بخش‌های کاهش نرخ نمونه‌برداری در روند محاسبه آن‌ها، شامل تنها تعداد حداقل ضریب لازم برای ذخیره اطلاعات مورد نیاز در آن محدوده هستند. خاصیت فوق، محدود به نوع خاصی از موجک‌ها نیست و در واقع از خواص ذاتی تمام موجک‌ها است. ویژگی‌هایی نظیر متوسط قدرمطلق ضرایب موجک، متوسط توان ضرایب موجک و انحراف معیار ضرایب موجک برای هر محدوده، استخراج می‌شود.

۲-۲-۴- آنتروپی تقریبی

آنتروپی یک کمیت آماری برای سنجش کمی پیچیدگی و نظم در یک سیگنال است. آنتروپی تقریبی ($ApEn^37$) توسط پینکاس در سال ۱۹۹۱ معرفی شده است [۳۰]. $ApEn$ یک سنجش کمی مفید برای سری‌های زمانی سیگنال‌های بیولوژیکی نظیر EEG و MEG است [۳۱]. مقدار کم $ApEn$ ، نشان‌دهنده نظم در سری زمانی است و زمانی که مقدار آن زیاد است به معنای پیچیدگی و بی‌نظمی در سری زمانی است. روش $ApEn$ نسبت به آنتروپی نمونه نیاز به تعداد کم نمونه‌های سیگنال دارد. بنابراین در سیگنال‌هایی با طول محدود و در سری‌های زمانی نویزی، به کار می‌رود.

از سیگنال اصلی $X(n) = \{x(1), x(2), \dots, x(N)\}$ که N تعداد نقاط مبدأ زمانی سیگنال MEG است، $N - m + 1$ بردار مطابق رابطه ۱ از سیگنال x تعریف می‌شود:

$$X_m(i) = \{x(i), x(i+1), \dots, x(i+m-1)\}, \quad (1)$$

$$i = 1, 2, \dots, N - m + 1$$

این بردارها نشان‌دهنده m مقادیر متوالی از X با شروع از نقطه i ام هستند. سپس $C_r^m(i)$ از رابطه ۲ تعیین می‌شود.

$$C_r^m(i) = \frac{\text{number of } j \text{ such that } d[X_m(i), X_m(j)] \leq r}{N - m + 1} \quad (2)$$

$$k(x, x') = \prod_{i=1}^m \psi\left(\frac{x_i - c_i}{\sigma}\right) \varphi\left(\frac{x'_i - c'_i}{\sigma}\right), \quad x, x' \in R^m \quad (10)$$

در رابطه ۱۰، σ و c مؤلفه‌های انتقال و اتساع هستند $(\sigma, c \in R)$. ψ نیز موجک مادر است.

برای تابع هسته تغییرناپذیر با انتقال می‌تواند به صورت رابطه (۱۱) نوشته شود:

$$k(x, x') = \prod_{i=1}^m \psi\left(\frac{x_i - x'_i}{\sigma}\right) \quad (11)$$

که معادله موجک مادر مورلت مطابق رابطه ۱۲ است:

$$\psi(x) = \cos(\omega_0 x) \exp(-x^2/2) \quad (12)$$

نظریه ۳: تابع هسته کلاه مکزیکی به صورت رابطه ۱۳ است [۳۶].

$$k(x, x') = \prod_{i=1}^m \psi\left(1 - \frac{\|x_i - x'_i\|^2}{a}\right) \varphi\left(\frac{\|x_i - x'_i\|^2}{2a^2}\right), \quad (13)$$

$x, x' \in R^m$

که معادله موجک مادر کلاه مکزیکی مطابق رابطه ۱۴ است:

$$\psi(x) = (1 - x^2) \exp(-x^2/2) \quad (14)$$

به دلیل اینکه تابع هسته موجک متعامد است، بنابراین نسبت به دیگر تابع‌های هسته سریع‌تر آموزش می‌بیند. همچنین تابع هسته موجک متعامد، می‌تواند هر نوع منحنی را در فضای ایجاد شده توسط پایه‌های موجک شبیه‌سازی کند و بدین ترتیب قدرت تعمیم‌دهی SVM افزایش می‌یابد.

با توجه به موارد ذکر شده و اثبات نظری، توابع هسته موجک امکان‌پذیر و شدنی هستند و بر دیگر توابع هسته مقدم هستند [۳۵].

۵- نتایج

تاکنون روش‌هایی برای تشخیص توجه از روی سیگنال MEG در کاربرد BCI پیشنهاد شده است. بنابراین در بحث استخراج ویژگی، به دلیل اینکه در سیستم‌های زیستی جمع آثار معنی ندارد و هیچگاه کل پدیده از مجموع اجزا قابل استخراج نیست، بایستی به جای استفاده از ویژگی‌های محلی به سراغ ویژگی‌های سراسری رفت. در این تحقیق از ویژگی‌های استخراجی نظیر متوسط قدرمطلق ضرایب موجک، متوسط توان ضرایب موجک، انحراف معیار ضرایب موجک برای هر محدوده و آنتروپی تقریبی استفاده می‌شود. سپس این ویژگی‌های استخراجی توسط الگوریتم PCA بهینه شده و به طبقه‌بندی کننده داده می‌شوند. انتخاب ورودی‌های مناسب به طبقه‌بندی کننده WSVM، مؤلفه کلیدی در طراحی است. بهترین طبقه‌بندی کننده اگر ورودی‌های آن نامناسب انتخاب شوند، پاسخ مناسبی را نخواهد داد. در این تحقیق، از ۷۵٪ داده‌ها برای آموزش، ۱۵٪ برای آزمون و ۱۰٪ برای اعتبارسنجی استفاده می‌شود. مقایسه بین درصد صحت نتایج در پنج بار تکرار با نتایج دیگر تحقیق‌ها روی داده یکسان در جدول (۲) به نمایش گذاشته شده است.

بیشترین میزان ممکن اطلاعات از ویژگی‌های اولیه در فضای جدید حفظ می‌شود.

۴-۵- دسته‌بندی کننده

ماشین‌های بردار پشتیبان از دسته‌بندی‌های الگوی بسیار پرکاربرد هستند. ایده اولیه آن‌ها برای اولین بار توسط محقق روسی به نام ولادیمیر واپنیک در سال ۱۹۷۹ مطرح شد. مدتی بعد این محقق در سال ۱۹۹۵ به عنوان یک طبقه‌بندی کننده از آن استفاده کرد [۳۳]. در روش ماشین بردار پشتیبان داده‌ها با استفاده از یک تبدیل غیرخطی به فضایی با ابعاد بالاتر انتقال یافته، به نحوی که در فضای جدید، داده‌ها به صورت خطی بیشترین تفکیک‌پذیری را داشته باشند. این انتقال با استفاده از توابع هسته صورت می‌گیرد. این روش دو ابرصفحه موازی را یافته که بیشترین فاصله را از یکدیگر داشته و کمترین تعداد داده‌های آموزشی را در خود جای دهند. به این فاصله، حاشیه گفته می‌شود.

معمولاً توابع هسته چندجمله‌ای و گوسی در بسیاری از کاربردها استفاده می‌شوند. در این بین تابع هسته گوسی به عنوان یکی از محبوب‌ترین توابع هسته شناخته می‌شود.

از آنجا که روش موجک نویدی برای تخمین و طبقه‌بندی سیگنال‌های غیرایستا بوده است، در سال‌های اخیر ترکیب SVM با موجک مورد مطالعه قرار گرفته است. این ترکیب برای اولین بار در سال ۲۰۰۴ بر اساس تجزیه موجک و شرایط مورد نیاز برای تابع هسته پیاده‌سازی شد [۳۴]. این ترکیب هم‌چنان یکی از موضوع‌های داغ تحقیقاتی است [۳۵]. هر تابعی که در شرط مرکز (این شرط در سال ۱۹۰۹ ارائه شد) صدق کند، می‌تواند به عنوان تابع هسته قابل قبول استفاده شود. برقراری این شرط پاسخ بهینه سراسری را مطمئن می‌سازد [۳۵].

شرط مرکز برای توابع موجک مادر نیز برقرار است. بنابراین توابع موجک نیز می‌توانند به عنوان تابع هسته استفاده شوند. هدف تحقیق استفاده از تابع موجک با قابلیت چنددقتی به نام WSVM^۳ به عنوان هسته است. می‌توان ثابت کرد که هسته‌های موجک ضرب نقطه‌ای و تغییرناپذیر با انتقال اگر شرط مرکز را برقرار کنند، هسته ماشین بردار پشتیبان قابل قبول هستند. توابع هسته تغییرناپذیر با انتقال در رابطه ۸ آورده شده است.

$$k(x, x') = k(x - x') \quad (8)$$

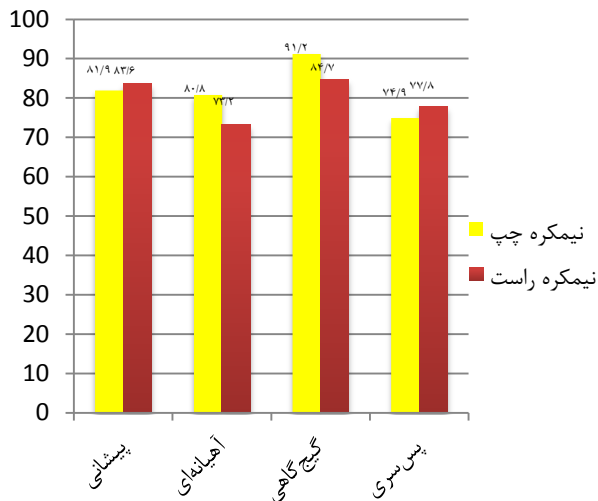
یک شرط لازم و کافی برای هسته‌های تغییرناپذیر با انتقال در نظریه ۱ توصیف می‌شوند.

نظریه ۱: یک تابع هسته تغییرناپذیر با انتقال، قابل قبول است اگر و فقط اگر تبدیل فوریه رابطه ۹ یافت شود.

$$F[K(w)] = 2\pi^{-N/2} \int_{R^N} \exp(-j(w,x)) K(x) dx \geq 0 \quad (9)$$

نظریه ۲: تابع هسته مورلت به صورت رابطه ۱۰ است [۳۴].

انتساب داده شدند. نتایج درصد صحت متوسط به تفکیک نواحی مختلف مغزی به کمک روش پیشنهادی با هسته موجک مورلت در شکل (۴) آورده شده است. همان طور که از شکل (۴) مشاهده می‌شود، بیشترین درصد صحت متوسط، مربوط به نواحی پیشانی و گیج‌گاهی است.



شکل (۴): نتایج درصد صحت متوسط به تفکیک نواحی مختلف مغزی

۶- بحث و نتیجه‌گیری

شناخت حالت‌های مغزی انسان خصوصاً پدیده «توجه» به‌عنوان یکی از بارزترین فعالیت‌های شناختی مغز، در بسیاری از بیماری‌ها مانند نقص توجه-پرتحرکی، درخودماندگی، نقص عصب، نقص عضو و همچنین در بسیاری از زمینه‌ها نظیر تصمیم‌گیری، درمان اعتیاد، یادگیری، دروغ‌سنجی، ارتباط مغز-رایانه، رانندگی، نگاهبانی اماکن حفاظتی، سوزن‌بانی قطار و خلبانی کاربرد دارد.

هدف اصلی این مقاله، ارائه یک روش کارا برای کاربرد BCI دوبعدی مبتنی بر توجه انتخابی دیداری به‌کمک سیگنال‌های MEG است. توجه انتخابی، یک فرآیند شناختی است که در آن شخص تمرکز خود را به‌طور انتخابی روی یک وجه قرار داده و وجوه دیگر و نیز برخی عوامل منحرف‌کننده را نادیده می‌گیرد. این نوع توجه به محدودیت‌های ظرفیت پردازشی انسان در توجه به چند محرک همزمان اشاره دارد، بنابراین باید بعضی از عناصر اطلاعاتی نسبت به بقیه دارای اولویت شوند. با توجه به اهداف بلندمدت و آینده‌نگری تحقیق نظیر شناسایی بخش‌های مختلف مؤثر مغز، ارائه یک نقشه شناختی و مدل محاسباتی از فعالیت مغز در حالت توجه از سیگنال‌های MEG استفاده شده است. این سیگنال‌ها دارای ثبت پیوسته، ثبت غیرتهاجمی، حد تفکیک زمانی بسیار خوب در حد میلی‌ثانیه و یا زیر میلی‌ثانیه و حد تفکیک مکانی بهتری از سیگنال EEG ارائه می‌دهند، بنابراین به‌عنوان سیگنال کنترلی انتخاب خوبی هستند.

جدول (۲): مقایسه بین درصد صحت نتایج این تحقیق با دیگر تحقیق‌ها روی داده یکسان

شرکت‌کنندگان/ روش	شرکت‌کننده ۱	شرکت‌کننده ۲	شرکت‌کننده ۳	شرکت‌کننده ۴	متوسط
ترکیب یادگیری ماشین [۳۷]	۸۷/۰۱	۸۵/۰۵	۸۰/۳۱	۸۰/۳۱	۸۳/۱۷
تحلیل تفکیک خطی [۳۷]	۹۰/۹۴	۹۱/۴۰	۹۰/۶۳	۷۱/۰۹	۸۶/۰۲
توان باند آلفای خلفی، ماشین بردار پشتیبان با هسته خطی [۳]	۸۶	~۸۵	~۸۳	~۶۸	~۸۰/۵
ویژگی‌های زمانی، بیزین [۱۳]	۷۲/۱۶	۷۳/۷۳	۶۲/۱۱	۶۹/۵۳	۶۹/۳۸
ویژگی موجک سیملت، آنتروپی، بیزین [۱۳]	۹۲/۱۶	۹۲/۹۴	۸۸/۶۷	۹۳/۳۶	۹۱/۷۸
روش پیشنهادی با هسته چند جمله‌ای	۷۸/۶۵	۹۱/۲۳	۸۵/۴۵	۶۸/۶۹	۸۱/۰۱
روش پیشنهادی با هسته تابع پایه شعاعی	۸۲/۹۶	۸۹/۲۳	۸۷/۴۲	۸۴/۶۷	۸۶/۰۷
روش پیشنهادی با هسته موجک کلاه مکزیکی	۸۹/۰۲	۹۴/۱۱	۸۱/۴۵	۹۰/۶۵	۸۸/۸۱
روش پیشنهادی با هسته موجک مورلت	۹۳/۶۲	۹۳/۱۳	۹۰/۱۷	۹۲/۱۲	۹۲/۲۶

همان‌طور که از نتایج تحقیق مشاهده می‌شود، روش پیشنهادی که از تبدیل موجک دابشیز ۴، آنتروپی تقریبی، PCA و WSVM با هسته مورلت استفاده می‌کند، توانسته در اکثر موارد نتایج بهتری را نسبت به توابع هسته موجک کلاه مکزیکی، چندجمله‌ای و تابع پایه شعاعی (RBF^۳) در SVM و [۳، ۱۳ و ۳۶] حاصل کند.

برای داده حاصل از شرکت‌کننده شماره ۱ روش پیشنهادی با هسته موجک مورلت بهترین عملکرد را داشته، برای داده حاصل از شرکت‌کننده شماره ۲ روش پیشنهادی با هسته موجک کلاه مکزیکی بهترین عملکرد را داشته، برای داده حاصل از شرکت‌کننده شماره ۳ مرجع [۳۷] بهترین عملکرد را داشته و برای داده حاصل از شرکت‌کننده شماره ۴ مرجع [۱۳] بهترین عملکرد را داشته است. البته این نکته قابل ذکر است که نتایج این تحقیق از متوسط‌گیری ۵ بار تکرار آزمایش حاصل شده است.

یکی از شگفت‌انگیزترین جنبه‌های فعالیت‌های شناختی مغز، بحث عدم تقارن مغزی است. در حال حاضر اکثر محققان قبول کرده‌اند، نیمکره‌های مغزی دارای کارکردهای جداگانه‌ای هستند. به‌منظور بررسی تأثیر نواحی اصلی چهارگانه مغزی شامل پیشانی، آهیانه‌ای، پس‌سری و گیج‌گاهی، کانال‌های سیگنال‌های مغزی به نواحی مذکور

سپاسگزاری

نویسندگان مقاله از گرونا و جنسن به دلیل در اختیار قرار دادن داده تحقیق از دانشگاه رادبود نیجمگن کشور هلند تشکر و قدردانی دارند. این تحقیق با حمایت ستاد راهبردی توسعه علوم و فناوری‌های شناختی انجام شده است.

مراجع

- [۱] ک. توکلین، "تحقیق و مقایسه تفکیک عملیات ذهنی مختلف از سیگنال الکتروانسفالوگراف و با استفاده از روش‌های خطی و غیرخطی"، پایان‌نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، ۱۳۸۲.
- [۲] ا. م. جهانتاب، "ارتباط مغز کامپیوتر با استفاده از پتانسیل‌های درکی ERP"، پایان‌نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، ۱۳۸۲.
- [3] M. V. Gervena, and O. Jensen, "Attention modulations of posterior alpha as a control signal for two-dimensional brain-computer interfaces," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 179, no. 1, pp. 78–84, April 2009.
- [4] C. D. Wickens and J. S. McCarley, *Applied Attention Theory*, CRC Press, Taylor & Francis Group, Boca Raton, 2008.
- [5] M. M. Sohlberg and C. A. Mateer, *Introduction To Cognitive Rehabilitation: Theory and Practice*, New York, Guilford Press, 1989.
- [6] A. Ward, *Attention a Neuropsychological Perspective*, Psychology Press, New York, 2004.
- [7] J. Mellinger, G. Schalk, C. Braun, H. Preissl, W. Rosenstiel, N. Birbaumer and A. Kübler, "An MEG-based brain-computer interface (BCI)," *Neuroimage*, vol. 36, no. 3, pp. 581–593, 2007.
- [8] D. Zhang, A. Maye, X. Gao, B. Hong, A. K. Engel and S. Gao, "An independent brain-computer interface using covert non-spatial visual selective attention," *Journal of Neural Engineering*, vol. 7, no. 1, Feb 2010.
- [9] A. Fort, R. Martin, A. Jacquet-Andrieu, C. Combe-Pangaud, S. Daligault, G. Foliot and C. Delpuech, "Attention and processing of relevant visual information while simulated driving: a MEG study," 17th International Conference on Biomagnetism Advances in Biomagnetism, Biomag 2010, IFMBE Proceedings, Vol. 28, pp 322-325, Dubrovnik, Croatia, 28 March – 1 April 2010.
- [10] J. Zhang, G. Sudre, X. Li, W. Wang, D. J. Weber and A. Bagic, "Clustering linear discriminant analysis for MEG-based brain computer interfaces," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation engineering*, vol. 19, no. 3, pp. 221–231, June 2011.
- [11] M. Spüler, W. Rosenstiel and M. Bogdan, "Adaptive SVM-based classification increases performance of a MEG-based brain-computer interface (BCI)," *Artificial Neural Networks and Machine Learning (ICANN)*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, Part I, vol. 7552, pp. 669–676, 2012.
- [12] L. Koelwijn, A. N. Rich, S. D. Muthukumaraswamy and K. D. Singh, "Spatial attention increases high-frequency gamma synchronisation in human medial visual cortex," *NeuroImage*, vol. 79, pp. 295-303, Oct. 2013.
- [13] M. R. Daliri, "A hybrid method for the decoding of spatial attention using the MEG brain signals," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 10, pp. 308-312, March 2014.
- [14] T. Hinterberger, N. Weiskopf, R. Veit, B. Wilhelm, E. Betta, and N. Birbaumer, "An EEG-driven brain-computer interface combined with functional magnetic resonance imaging (fMRI)," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 6, pp. 971–974, Jun. 2004.
- [15] N. Weiskopf, F. Scharnowski, R. Veit, R. Goebel, N. Birbaumer and K. Mathiak, "Self-regulation of local brain activity using realtime functional magnetic resonance imaging (fMRI),"

مسئله سرعت، زمان حقیقی بودن و صحت از چالش‌هایی است که در مسیر توسعه سیستم‌های BCI وجود دارند، از این رو به‌منظور بهبود موارد فوق برای پیاده‌سازی، از روش‌های پردازشی مختلفی استفاده می‌شود. به‌منظور تحلیل داده، ابتدا سیگنال MEG پیش‌پردازش می‌شود، سپس ویژگی‌هایی از سیگنال نظیر ضرایب موجک دابشیز و آنتروپی تقریبی استخراج می‌شوند. معمولاً تمام ویژگی‌های استخراجی برای دسته‌بندی مفید نیستند، بنابراین توسط الگوریتم PCA مناسب‌ترین دسته ویژگی‌ها استخراج می‌شود. ویژگی‌های بهینه استخراج‌شده، به یک طبقه‌بندی‌کننده SVM با هسته‌های مختلف چندجمله‌ای، تابع پایه شعاعی، مورلت و کلاه مکزیکی برای تحلیل، داده می‌شوند. درنهایت این مقاله محل حضور محرک را با درصد صحت متوسط ۹۲/۲۶٪ به کمک دسته‌بندی‌کننده با هسته مورلت از روی سیگنال MEG تشخیص می‌دهد.

از مقایسه نتایج این تحقیق با سایر تحقیق‌های گذشته می‌توان به موارد زیر اشاره کرد. برای داده حاصل از شرکت‌کننده شماره ۱، روش پیشنهادی با هسته موجک مورلت بهترین عملکرد را داشته، برای داده حاصل از شرکت‌کننده شماره ۲، روش پیشنهادی با هسته موجک کلاه مکزیکی بهترین عملکرد را داشته، برای داده حاصل از شرکت‌کننده شماره ۳، مرجع [۳۷] بهترین عملکرد را داشته و برای داده حاصل از شرکت‌کننده شماره ۴، مرجع [۱۳] بهترین عملکرد را داشته است.

یکی از شگفت‌انگیزترین جنبه‌ها در فعالیت‌های شناختی مغز، بحث عدم‌تقارن مغزی است. در حال حاضر اکثر محقق‌ها قبول کرده‌اند، نیمکره‌های مغزی دارای کارکردهای جداگانه‌ای هستند. به‌منظور بررسی تأثیر نواحی اصلی چهارگانه مغزی شامل پیشانی، آهیانه‌ای، پس‌سری و گیج‌گاهی، کانال‌های سیگنال‌های مغزی به نواحی مذکور انتساب داده شدند. همان‌طور که از شکل (۴) مشاهده می‌شود، بیش‌ترین درصد صحت، مربوط به نواحی پیشانی و گیج‌گاهی است. بنابراین از نتایج تحقیق می‌توان برای شناسایی بهتر نواحی مختلف مؤثر مغز در حالت توجه انتخابی دیداری استفاده کرد. درنهایت نتایج شبیه‌سازی بیانگر مؤثر بودن این روش در کاربردهای BCI است. درواقع باید توجه داشت که سیگنال MEG یکی از خروجی‌های سیستم بسیار پیچیده مغز انسان است و نمی‌تواند به تنهایی توصیف‌گر کاملی از آن باشد. برخی از کاستی‌های فوق، به‌دلیل ماهیت سیگنال MEG است. خواصی نظیر ایستا نبودن، غیرخطی و آشوب‌گونه بودن، محدودیت حد تفکیک مکانی، همه و همه محدودکننده توسعه سیستم‌های BCI بلادرنگ و بی‌خطا هستند.

- wavelet svm,” IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement (TIM), vol. 59, no. 5, pp. 1485-1492, 2010.
- [36] W. Z. Cui, C. C. Zhu, W. X. Bao and J. H. Liu, “Least squares wavelet support vector machines and its application to nonlinear system identification,” J. Xi'an Jiaotong Univ., vol. 38, no. 6, pp. 563-565, 2004, (in Chinese).
- [37] O. Jensen and J. M. Schoffelen, “Data analysis competition: connectivity and multivariate classification approaches,” 17th International Conference on Biomagnetism, IFMBE Proceedings, vol. 28, Dubrovnik, Croatia, 28 March – 1 April 2010, <http://www.biomag2010.org/>
- Journal of Physiology, Paris, vol. 98, no. 4-6, pp. 357-373, Nov. 2005.
- [16] N. Weiskopf, R. Veit, M. Erb, K. Mathiak, W. Grodd, R. Goebel and N. Birbaumer, “Physiological self-regulation of regional brain activity using real-time functional magnetic resonance imaging (fMRI): Methodology and exemplary data,” NeuroImage, vol. 19, no. 3, pp. 577-586, Jul. 2003.
- [17] R. Sitaram, H. Zhang, C. Guan, M. Thulasidas, Y. Hoshi, A. Ishikawa, K. Shimizu and N. Birbaumer, “Temporal classification of multichannel nearinfrared spectroscopy signals of motor imagery for developing a brain computer interface,” NeuroImage, vol. 34, no. 4, pp. 1416-1427, Feb. 2007.
- [18] S. Coyle, T. Ward, C. Markham, and G. McDarby, “On the suitability of near infrared (NIR) systems for next-generation brain-computer interfaces,” Physiological Measurement, vol. 25, no. 4, pp. 815-822, Aug. 2004.
- [19] S. M. Coyle, T. E. Ward and C. M. Markham, “Brain-computer interface using a simplified functional near-infrared spectroscopy system,” Journal of Neural Engineering, vol. 4, no. 3, pp. 219-226, Sep 2007.
- [20] N. Birbaumer and L. G. Cohen, “Brain-computer-interfaces (BCI): communication and restoration of movement in paralysis,” The Journal of Physiology, vol. 579.3, pp. 621-636, Jan. 2007.
- [21] J. R. Wolpaw and D. J. McFarland, “Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans,” Proceedings of the National Academy of Sciences, vol. 101, no. 51, pp. 17849-17854, 2004.
- [22] J. Wessberg, C. R. Stambaugh, J. D. Kralik, P. D. Beck, M. Laubach, J. K. Chapin, J. Kim, S. J. Biggs, Srinivasan and M. A. L. Nicolelis, “Real-time prediction of hand trajectory by ensembles of cortical neurons in primates,” Nature, vol. 408, no. 6810, pp. 361-365, 2000.
- [23] D. A. Taylor, S. I. H. Tillery and A. B. Schwartz, “Direct cortical control of 3D neuroprosthetic devices,” Science, vol. 296, no. 5574, pp. 1829-1832, Jun. 2002.
- [24] N. Birbaumer, H. Flor, N. Ghanayim, T. Hinterberger, I. Iverson, E. Taub, B. Kotchoubey, A. Kübler and J. Perelmouter, “A brain-controlled spelling device for the completely paralyzed,” Nature, vol. 398, pp. 297-298, 1999.
- [25] C. Papanicolaou, *Clinical Magnetoencephalography and Magnetic Source Imaging*, Cambridge University Press, New York, 2009.
- [26] A. P. Georgopoulos, F. J. P. Langheim, A. C. Leuthold and A. N. Merkle, “Magnetoencephalographic signals predict movement trajectory in space,” Experimental Brain Research vol. 167, no. 1, pp. 132-135, 2005.
- [27] T. W. Berger, J. K. Chapin, G. A. Gerhardt, D. J. McFarland, J. C. Principe, W. V. Soussou, D. M. Taylor and P. A. Tresco, *Brain-Computer Interfaces An International Assessment of Research and Development Trends*, Springer, pp. 92, 2008.
- [28] P. C. Hansen, M. L. Kringelbach and R. Salmelin, (Eds.) *MEG: An Introduction to Methods*, Oxford University Press, Inc., New York, 2012.
- [29] S. A. Hosseini and M. A. Khalilzadeh, “Emotional stress recognition system for affective computing based on bio-signals,” International Journal of Biological Systems (JBS), Vol. 18, pp. 101-114, October 2010.
- [30] S. M. Pincus, “Approximate entropy as a measure of system complexity,” Proceedings National Academy Sciences USA, vol. 88, no. 6, pp. 2297-2301, March 1991.
- [31] C. Gómez, and R. Hornero, “Entropy and Complexity Analyses in Alzheimer’s Disease: An MEG Study,” The Open Biomedical Engineering Journal, vol. 4, pp. 223-235, October 2010.
- [۳۲] و. ابوطالبی، “تجزیه و تحلیل مؤلفه‌های شناختی سیگنال الکتریکی مغز و کاربرد آن در دروغ سنجی”، رساله دکترای مهندسی پزشکی- بیوالکترونیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، خرداد ۱۳۸۵.
- [33] C. Cortes and V. Vapnik, “Support-Vector Networks”, Machine Learning, vol. 20, pp. 273-297, 1995.
- [34] L. Zhang, W. D. Zhou and L. C. Jiao, “Wavelet support vector machine,” IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, vol. 34, no. 1, pp. 34-39, Feb. 2004.
- [35] M. Shen, L. Lin, J. Chen and C. Q. Chang, “A prediction approach for multichannel EEG signals modeling using local

زیر نویس ها

- 1 Attention Deficit Hyperactivity Disorder
- 2 Autism
- 3 Brain-Computer Interface
- 4 Magnetoencephalography
- 5 Support Vector Machine
- 6 10-fold
- 7 Information Transfer Rate
- 8 Electrooculography
- 9 Steady State Visually Evoked Potential
- 10 Pedal
- 11 Simple Task
- 12 Dual Task
- 13 Clustering Linear Discriminant Analysis
- 14 Temporal (Time) resolution
- 15 Spatial resolution
- 16 Invasive
- 17 Non-invasive
- 18 Computed Tomography
- 19 Magnetic Resonance Imaging
- 20 Functional Magnetic Resonance Imaging
- 21 Near-infrared Spectroscopy
- 22 Positron Emission Tomography
- 23 Single-Photon Emission Computed Tomography
- 24 Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy
- 25 Transcranial Magnetic Stimulation Electroencephalography
- 26 Evoked Potentials
- 27 Magnetic Source Imaging
- 28 International Society for the Advancement of Clinical Magnetoencephalography
- 29 Electromyography
- 30 Superconducting Quantum Interface Device
- 31 World Medical Association
- 32 Notch filter
- 33 Daubechies 4
- 34 Approximate Entropy
- 35 Redundancy
- 36 Principal Component Analysis
- 37 Wavelet Support Vector Machine
- 38 Radial Basis Function