

حوزه‌های مختلف کاربردی پردازش سیگنال مغزی در ایران

اسداله شاه بهرامی^{۱*}، کیومرث نجفی^۲ و طاهره نجفی^۳

^۱ گروه مهندسی کامپیوتر، دانشکده فنی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران

^۲ گروه روانپزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی گیلان، رشت، ایران

^۳ دانشکده فنی، دانشگاه آزاد اسلامی، رشت، ایران



چکیده

پژوهش‌ها نشان می‌دهد که اعمال انسان نتیجه عملکرد نورونی داخل مغز وی است. بازخورد این عملکرد به صورت سیگنال ساطع شده از سطح جمجمه قابل دریافت و پردازش است. دریافت و ثبت سیگنال‌های مغزی توسط دستگاه EEG قابل انجام است. پژوهش‌گران از شیوه‌های گوناگونی در راستای اخذ و پیش پردازش سیگنال، استخراج و کاهش ویژگی و انواع طبقه‌بندی‌کننده‌ها در پژوهش‌های مختلف استفاده کرده‌اند. با توجه به مطالعات جمع‌آوری شده از پایگاه‌های علمی داخلی و خارجی که توسط پژوهش‌گران ایرانی تا سال ۱۳۹۴ در زمینه پردازش سیگنال مغزی انجام گرفته است، مشخص شد که بیشتر پژوهش‌ها در بخش‌های پزشکی و ارتباط مغز با رایانه صورت گرفته و نیز نمونه‌گیری و اخذ سیگنال از ناحیه مرکزی سطح جمجمه بیشتر مورد استفاده قرار گرفته است و در میان انواع مختلف روش‌های استخراج ویژگی و کاهش آن، روش آماری برای استخراج ویژگی و روش گزینشی برای کاهش آن استفاده شده است. در نهایت ماشین بردار پشتیبان بیشترین استفاده را در طبقه‌بندی‌کننده‌های سیگنال مغزی داشته است. در انتها با در نظر گرفتن فراوانی روش‌های استفاده شده در مراحل پردازش سیگنال مغز در بخش پزشکی، بر روی تشخیص اضطراب و افسردگی پنجاه سوژه، پژوهشی صورت گرفت و نتیجه با دقت ۹۷ درصد حاصل شد.

واژگان کلیدی: استخراج ویژگی، کاهش ویژگی، طبقه‌بندی‌کننده، سیگنال مغز.

Different Application Fields of Brain Signal Processing

Asadollah Shahbahrani^{1*}, Kiomars Najafi² & Tahereh Najafi³

Rasht, Iran ¹ Department of Computer Engineering, Faculty of Engineering, University of Guilan,

² Department of Psychiatry, Faculty of Medical, Guilan University of Medical Science, Rasht, Iran

³ Faculty of Engineering, Islamic Azad University of Rasht, Rasht, Iran

Abstract

According to the researches, it turns out that human's activities are the results of the internal-neural activities of their brain. The reflection of such activities which are propagated throughout the scalp can then be acquired and processed. In this regard, brain signals can be acquired and recorded by EEG (Electroencephalography). Researchers have applied different techniques for acquiring, pre-processing, feature extraction and reduction and classifying EEG signal. According to published papers by Iranian researchers until 2015, it has been found that most studies have been performed in medical applications and brain computer interface fields. Sampling and receiving EEG signals have been performed more in the central region than other regions. Statistical techniques have more been used for feature extraction than other techniques. Finally, the support vector machines are mostly used in the classification of brain signals. At the end, a study on anxiety and depression detection on fifty cases was performed in medical field. Simulation results show that our approach achieve an accuracy of up to 97 percents.

Keywords: Feature Extraction, Feature Reduction, Classification, Brain Signals.

* نویسنده عهده‌دار مکاتبات

سال ۱۳۹۵ شماره ۳ پیاپی ۲۹

همچنین در بخش اخذ سیگنال، ناحیه مرکزی مغز (سنترال) پرکاربردترین ناحیه جهت نمونه برداری برآورد شده است. ساختار مقاله بدین صورت است: بخش دوم مراحل پردازش سیگنال EEG را بیان می کند؛ بخش سوم مراحل اخذ سیگنال و عملیات پیش پردازشی را توضیح می دهد؛ در بخش چهارم روش های استخراج و کاهش ویژگی ها را مطرح کرده و در بخش پنجم انواع طبقه بندی کننده ها بیان می شود؛ در بخش ششم به بررسی کارهای انجام شده در زمینه پردازش سیگنال های مغزی در ایران پرداخته می شود؛ در بخش هفتم به تجزیه و تحلیل و مقایسه کارهای انجام شده پرداخته می شود؛ در بخش هشتم نمونه ای از فعالیت در زمینه پزشکی و در بخش نهم نتیجه گیری مقاله، مطرح شده و بیان می شود.

۲- مراحل پردازش سیگنال EEG

۲-۱- شرح EEG

دستگاه EEG تشکیل شده است از یک مبدل آنالوگ به دیجیتال که از نواحی مشخصی از سطح جمجمه به کمک الکترودهای مخصوص، نمونه های آنالوگ را دریافت کرده و آنها را با دقت معینی به دیجیتال تبدیل می کند. همچنان که در شکل (۱) نشان داده شده است، پردازش سیگنال های مغزی طی چهار مرحله اصلی اخذ سیگنال و عملیات پیش پردازشی^۵، استخراج ویژگی^۶ از سیگنال ها و کاهش ابعاد ویژگی^۷ و نیز طبقه بندی^۸ ویژگی های مستخرج انجام می شود [3]. هریک از مراحل در بخش های سوم تا پنجم شرح داده می شوند.

۲-۲ - فعالیت های انجام شده در پردازش

سیگنال مغز

در تمام مطالعات انجام شده عامل مشترک آنها، انسان بوده، حتی در مواردی که از داده های شبیه سازی شده برای مطالعه استفاده کرده اند، در نهایت روی سوژه ها کار انجام گرفته است [4]. به همین منظور دسته بندی زمینه های کاربردی پردازش سیگنال مغزی کمی دشوار به نظر می رسد؛ اما با توجه به نوع آزمایش در بخش اخذ سیگنال و نیز نوع فعالیت پژوهشگران و تا اندازه ای دادگان به کار رفته شده، آنها را به پنج فعالیت پژوهشی، دسته بندی می توان کرد.

سیگنال های حیاتی انسان اطلاعات زیادی راجع به وی ارائه می کنند. عملکرد داخلی مغز انسان منجر به ساطع شدن سیگنال هایی از نواحی مختلف سطح جمجمه می شود که این سیگنال ها توسط دستگاهی به نام الکتروانسفالوگرام (EEG)^۱، قابل دریافت و ثبت با دامنه های مختلف میکروولتی در بازه های مشخص فرکانسی است. بررسی عملکرد دستگاه بدن و یا تشخیص انواع بیماری ها از طریق اخذ و پردازش این سیگنال های حیاتی امکان پذیر است. با پردازش سیگنال های مغزی می توان به افرادی که دچار ناتوانایی های جسمی هستند و یا از اختلالات روانی رنج می برند، کمک کرد یا با بازشناسی احساسات افراد در جهت ساخت ماشین های هوشمند نزدیک به انسان گام برداشت [1]. همچنین می توان با طراحی سامانه های رابط مغز و رایانه (BCI)^۲، ارتباط مستقیم مغز با دنیای خارج را فراهم کرد [2].

تاکنون در زمینه چگونگی اخذ سیگنال مغزی، استخراج ویژگی ها و طبقه بندی آنها، کارهای مختلفی در ایران در دو دهه گذشته صورت گرفته است، ولی با توجه به جستجوهای انجام شده مروری جامع بر کارهای انجام شده صورت نگرفته و نوع فعالیت انجام شده و انجام نشده این نوع از سیگنال ها مشخص نشده است به طوری که معلوم شود از این سیگنال در چه زمینه هایی می توان استفاده کرد و نیز چه نوع ویژگی هایی از این نوع سیگنال استخراج شده و با چه طبقه بندی هایی توسط پژوهشگران مورد استفاده قرار گرفته است؛ لذا هدف این مقاله انجام یک مطالعه مروری و تجزیه و تحلیل روش های مختلف اخذ سیگنال مغزی، استخراج ویژگی ها، کاهش ویژگی ها و طبقه بندی های گوناگون و نیز معرفی زمینه های پژوهشی این سیگنال است. مطالعات و نتایج آماری نشان می دهد که از کل کارهای انجام شده، پنج فعالیت کلی، احساسات، آرتیفکت های^۳ جسمی، ارتباط مغز و رایانه، پزشکی و بررسی پتانسیل های وابسته به رخداد (ERP)^۴ انجام گرفته است که از بین آنها بیشتر تمرکز روی کاربردهای پزشکی در زمینه تشخیص اختلال بوده است؛ به علاوه به طور کلی، روش های آماری، بیشترین استفاده را برای استخراج ویژگی ها داشته و روش گزینشی جهت کاهش ابعاد ویژگی ها و طبقه بندی بر پایه ماشین های بردار پشتیبان بیشترین کاربرد را در پردازش سیگنال مغزی داشته است؛

⁵ Pre-processing

⁶ Feature Extraction

⁷ Feature Dimensionality Reduction

⁸ Classification

¹ Electroencephalogram

² Brain Computer Interface (BCI)

³ Artifact

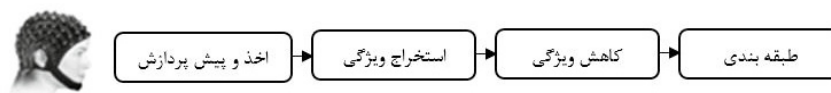
⁴ Event Relative Potential (ERP)

در هر کدام از این پژوهش‌ها از روش‌های گوناگونی برای هر یک از مراحل پردازشی مذکور، استفاده می‌شود. نمونه‌های روال آزمایشی روی سوژه‌ها در هریک از پژوهش‌ها، در ادامه شرح داده می‌شوند.

روال آزمایشی پردازش سیگنال مغز در بررسی احساس :

یکی از زمینه‌های فعالیت در پردازش سیگنال مغز، بررسی احساسات است. برخی از کارهای انجام‌شده به این صورت است که احساسات افراد را توسط چهار دسته‌بندی مطرح می‌کنند، احساس مثبت فعال، مانند هیجان‌زده و خوشحال، احساس مثبت غیرفعال، مانند راضی و آرام، احساس منفی فعال، مانند عصبانی و ترسیده و احساس منفی غیرفعال، مانند ناراحت و افسرده، از هر کدام از این احساسات، ویژگی‌های مناسب را استخراج کرده و جهت تفکیک احساسات مختلف روی دادگان، کار انجام می‌دهند.

همان‌طور که در شکل (۲) نشان داده می‌شود، فعالیت پژوهش‌گران به پنج حیطه پژوهشی، بررسی احساس، آرتیفکت، BCI، پزشکی و ERP می‌توان دسته‌بندی کرد. در شروع فعالیت‌ها در زمینه پردازش سیگنال مغز، پژوهش‌های صورت‌گرفته بر اساس تشخیص و تحلیل مؤلفه‌های وابسته به یک رخداد بوده است. فعالیت بر اساس ERP به‌اندازه‌ای مورد توجه قرار گرفته است که نظر پژوهش‌گران را در زمینه پردازش سیگنال مغز به خود جلب کرده که در حال حاضر نیز در تعداد زیادی از مطالعات، بر اساس پتانسیل‌های وابسته به رخداد کار انجام شده است. البته لازم به ذکر است از منظر دیگر می‌توان مطالعات و پژوهش‌های سیگنال‌های مغزی را در دو دسته EEG و ERP تقسیم بندی کرد و هر یک از پنج فعالیت کاربردی بالا را با استفاده از یکی از این دو سیگنال EEG یا رخداد ERP صورت گیرد، برای مثال پژوهش BCI را می‌توان هم با EEG و هم با ERP انجام داد.



(شکل-۱): مراحل پردازش سیگنال‌های مغزی
(Figure- 1): Different steps of brain signal processing



(شکل-۲): فعالیت‌های پژوهشی انجام‌شده در زمینه پردازش سیگنال‌های مغزی
(Figure- 2): Different researches which have been performed in the field of brain signal processing

تعیین می‌کنند که سیگنال با وجود چه ویژگی‌هایی جهت حذف و یا عدم حذف، انتخاب می‌شود. این کار می‌تواند به‌عنوان بخشی از مطالعات دیگر در مرحله پیش پردازش، کارا باشد. به‌طور کلی، تشخیص آرتیفکت می‌تواند نوعی فعالیت اجتناب‌ناپذیر در هریک از انواع پژوهش‌ها در زمینه پردازش سیگنال مغزی باشد. به‌عنوان مثال، حضور آرتیفکت چشمی ناشی از پلک‌زدن، در زمینه تشخیص نوعی بیماری، می‌تواند به‌عنوان روشی در تشخیص آن بیماری در طبقه‌بندی سالم و بیمار در نظر گرفته شود و یا در یک سامانه بلادرنگ مانند BCI، نوعی چالش محسوب شده و روند یادگیری در آن سامانه را توسط سوژه، برهم بزند. از آنجاکه آرتیفکت در لحظه پدید می‌آید، در برخی مطالعات سیگنال

روال آزمایشی پردازش سیگنال مغز در زمینه آرتیفکت‌ها :

آرتیفکت‌ها در پردازش سیگنال‌های مغزی از نوع آرتیفکت‌های چشمی و یا عضلانی هستند که در اثر پلک‌زدن سوژه و یا حرکت اندام به‌صورت غیر ارادی پدید می‌آیند و روی سیگنال‌های دریافتی که حاوی اطلاعات مفید و مهم هستند، به‌صورت نویز وجود دارند. در برخی از مطالعات، تشخیص اینکه آیا سیگنال ذخیره‌شده حاوی آرتیفکت است و یا خیر، هدف قرار گرفته و در برخی دیگر در مرحله پیش‌پردازش روی این بخش کار انجام داده‌اند. از جمله این آرتیفکت‌ها، پلک‌زدن^۱، حرکت چشم^۲، فشردن دندان^۳، تکان سر^۴ و نوشیدن آب^۵ هستند. سپس با الگوریتم مشخصی

⁴ Nodding
⁵ Swallow

¹ Eye Blink
² Eye Move
³ Grind Teeth

را به قطعات مختلف به منظور تشخیص، تقسیم بندی کرده و مورد بررسی قرار دادند.

روال آزمایشی پردازش سیگنال مغز در BCI :

در زمینه ارتباط مغز و رایانه (BCI) دو نوع فعالیت مورد بررسی قرار گرفته است. یکی فعالیت های ذهنی و دیگری فعالیت های حرکتی. در رابطه با مورد نخست از سوژه خواسته می شود تا روی برخی از فعالیت های ذهنی تمرکز داشته باشد. از جمله این فعالیت ها، حالت استراحت، عمل ضرب ذهنی، دوران شکل هندسی، نامه نگاری و شمارش ذهنی هستند. هدف به دست آوردن کمترین میزان خطا و همبستگی بین هر یک از فعالیت های مذکور و استفاده از الگوریتم های مناسب جهت استخراج ویژگی و طبقه بندی کننده ها جهت تفکیک بیشتر این فعالیت ها، است. در رابطه با فعالیت های حرکتی، از سوژه خواسته می شود به رابط گرافیکی و یا ابزار جانبی نگاه کرده و روی سمت خواسته شده راست، چپ، بالا یا پایین، تمرکز کند و به عبارتی بتواند با باز خورد گرفتن از نحوه حرکت ابزار، روی سوی درخواستی تمرکز کند و آن را به هدف برساند.

روال آزمایشی پردازش سیگنال مغز در پزشکی :

در رابطه با فعالیت در زمینه پزشکی در پردازش سیگنال مغز، به عنوان مثال روی سیگنال های صرعی، تعیین سطوح بیهوشی و سطوح هیپنوتیزم و طبقه بندی سطوح درد کار انجام شده است. در رابطه با سیگنال های صرعی، به طور کلی در دو الی چند حالت مختلف، ثبت سیگنال صورت می گیرد. این حالات نقش طبقه ها را در پردازش سیگنال دارند که باید با در نظر گرفتن الگوریتم های پیش پردازشی و روش های استخراج ویژگی از سیگنال ها و در ادامه نحوه طبقه بندی کردن با قدرت تفکیک بالا، از هم جدا شوند. از جمله این حالات، ثبت سیگنال از فرد سالم با چشمان باز و بسته، ثبت سیگنال از فرد بیمار در صورت عدم حمله صرعی و نیز ثبت سیگنال در حین حمله صرعی هستند. به عبارتی یکی از اهداف کاربرد سیگنال مغزی در پزشکی، فعالیت روی سیگنال های صرعی به صورت استخراج ویژگی های مناسب جهت هر چه بهتر تفکیک فرد بیمار با بیماری مشخص، از فرد سالم است.

روال آزمایشی پردازش سیگنال مغز در زمینه پتانسیل های وابسته به رخداد (ERP) :

در این نوع پژوهش، به عنوان مثال از فرد خواسته می شود بر روی یک ماتریس ۶×۶ نویسه ای تمرکز کند و منتظر روشن و خاموش شدن سطر و ستون معادل حرف بالای صفحه نمایش شوند. هر کدام از سطرها و ستون ها به صورت تصادفی یکبار چشمک می زنند و تحریک بینایی ایجاد می شود. در هنگام روشن شدن سطر و ستون مترادف با حرف بالای صفحه نمایش، پتانسیل برانگیخته بینایی در سیگنال ثبت EEG تولید می شود. هدف از این آزمایش پردازش پتانسیل های برانگیخته بینایی (VEP) های ناشی از این برانگیختگی است. یکی از پرکاربردترین مؤلفه های وابسته به رخداد (دیداری و شنیداری) p300 است که سیصد میلی ثانیه بر اثر رخداد، با پیک مثبت روی سیگنال مغزی، اتفاق می افتد و در بیشتر مطالعات، روی این مؤلفه کار انجام شده است.

با توجه به شکل (۱)، پس از مرحله اخذ سیگنال عملیات مختلفی روی این سیگنال های دیجیتالی شده، از قبیل استخراج ویژگی ها و کاهش ابعاد آنها و طبقه بندی کردن، انجام می شود که این مراحل در ادامه شرح داده می شوند.

۳- اخذ سیگنال و پیش پردازش

اخذ سیگنال EEG نخستین گام در جهت پردازش سیگنال مغزی است. در برخی مطالعات انجام شده از دادگان مشخص به اشتراک گذاشته شده استفاده شده است و در برخی دیگر برای دریافت سیگنال مغز، محیطی مشابه ساخته شده و با اتصال الکترود به سطح جمجمه سیگنال های حیاتی را از نواحی مختلف جمجمه بر اساس استاندارد مشخص، دریافت کرده و آنها را برای مرحله پیش پردازش آماده می سازد [5]. در شکل (۳) مکان های استاندارد قرارگیری الکترودهای سطح جمجمه نشان داده شده است. همان طور که در شکل مشاهده می شود در سمت راست، پنج ناحیه مغزی فرونتال، سنترال، تمپورال، پریتال و اکسیپیتال به صورت هاشورزده، مشخص شده است و در سمت چپ شکل، ناحیه اوریکولار که شامل نواحی مغزی نمی شود و تنها به عنوان مرجع در بخش اخذ سیگنال، در برخی مطالعات، مورد استفاده قرار می گیرد، نشان داده شده است. جدول (۱) بخش های مختلف مغز را توضیح می دهد. دومین گام در مسیر پردازش سیگنال مغزی مربوط به بخش پیش پردازشی است. در این بخش با در نظر گرفتن الگوریتم های مختلف پیش پردازشی و تعیین مقادیر مناسب جهت فیلترینگ سیگنال، به منظور کاهش نوفه ناشی از محیط و سوژه، اهداف

¹Visual Evoked Potential (VEP)

مختلف پردازشی میسر می‌شود [6]. به‌طور معمول دسته‌بندی بازه فرکانسی موج مغزی افراد طی دسته‌بندی دلتا، تتا، آلفا، بتا و گاما قرار می‌گیرند. بازه فرکانسی دلتا ۰-۳ هرتز، تتا ۴-۷ هرتز، آلفا ۸-۱۳ هرتز و بتا ۲۰-۱۴ هرتز و گاما بالای ۲۱ هرتز، تحت عنوان توان یا انرژی باند فرکانسی، به‌عنوان ویژگی استفاده شده است [7].

از نکات حائز اهمیت در این بخش می‌توان به نوع الکتروده به‌کاررفته‌شده، کانال‌های اخذ سیگنال، تعیین مقادیر مناسب عبور سیگنال تحت عنوان مقادیر پایین‌گذر^۱ و بالاگذر^۲ و انواع الگوریتم‌ها جهت فیلترینگ سیگنال، با توجه به هدف مطالعه، اشاره کرد. نوع الکتروده استفاده‌شده در مطالعات می‌تواند $Ag-AgCl$ از جنس آلیاژ نقره باشد که با اتصال به سطح مجسمه، سیگنال‌های حیاتی را دریافت کرده و آنها را برای پیش‌پردازش آماده می‌سازد [8] و یا از جنس آلیاژ طلا باشد [9]. با توجه به هدف هریک از مطالعات انجام‌شده انتخاب کانال‌ها جهت نمونه‌برداری از نواحی مختلف سطح مجسمه، از جمله موارد حائز اهمیت است. عوامل خارجی مانند فرکانس برق شهر ۵۰ یا ۶۰ هرتز و همچنین حضور فرد آزمایش‌گر نزدیک به الکتروده‌ها را می‌توان به‌عنوان عوامل تأثیرگذار روی سیگنال‌های مغزی در نظر گرفت. بنابراین برای ثبت سیگنال نیاز است تا محیط مناسب آزمایشگاهی را فراهم و فاصله مشخصی را بین سوژه و رایانه و دستگاه دریافت‌کننده سیگنال تعیین کرد و نیز جهت حذف نویزهای ناشی از برق شهر از مقادیر مناسب جهت پاکسازی سیگنال از نویز استفاده کرد [5]. در برخی مطالعات تمرکز اصلی روی قسمت پیش‌پردازش سیگنال مغزی بوده و با تعیین مقادیر فیلترینگ مناسب و پیاده‌سازی الگوریتم‌های مختلف، هدف مطالعه را دنبال کردند [10]، [11]، [12] اما در برخی دیگر از مطالعات، به شناسایی و از بین بردن آرتیفکت‌های ناشی از حرکات غیرارادی سوژه‌ها (عوامل داخلی)، مانند پلک‌زدن و بلعیدن و یا حرکات غیر ارادی اندام، به‌عنوان فعالیت در مرحله پیش‌پردازش سیگنال مغزی پرداخته‌اند [13].

۴- استخراج و کاهش ویژگی

دسته‌بندی روش‌های استخراج و کاهش ویژگی‌ها؛ با توجه به ویژگی‌های مناسب سیگنال‌های دریافتی؛ بر اساس هدف پردازش صورت می‌گیرد. پس از استخراج ویژگی‌ها، جهت

عدم مواجه با پردازش حجم زیاد داده‌ها، به روش ترکیبی یا گزینشی ابعاد ویژگی‌ها را کاهش می‌دهند و در نهایت طبقه‌بندی‌کننده‌ها، ویژگی‌های مستخرج کاهش داده‌شده را در طبقه‌های مشخصی با قابلیت تفکیک بالا قرار می‌دهند. در این قسمت آزمون‌های مختلفی برای تعیین درصد خطا و درصد صحت آزمون به کار گرفته می‌شوند [14]، [15]. به‌طور کلی روش‌های استخراج ویژگی به شش مورد آماری، روش‌های مبتنی بر آنتروپی، روش‌های وابسته به باندهای فرکانسی، مدل‌های پارامتری، روش‌های وابسته به تبدیل‌های فرکانس و یا زمان-فرکانس و همچنین روش‌های آشوبی قابل تقسیم هستند. روش‌های کاهش ابعاد ویژگی به‌صورت گزینشی و ترکیبی دسته‌بندی می‌شوند. هر یک از این موارد در ادامه شرح داده می‌شوند.

استخراج ویژگی مبتنی بر شیوه‌های آماری :

این دسته از ویژگی‌ها از روی خواص آماری سیگنال مانند، میانگین، واریانس، انحراف معیار، انحراف استاندارد، دامنه، تأخیر، فاصله پیک تا پیک، لحظه پیک، مرکز ثقل، پهنای باند، همبستگی سیگنال، همبستگی نویز، تعداد عبور از صفر، تعداد اکسترمم‌های محلی، متوسط قدرمطلق شیب سیگنال، چگالی عبور از صفر و غیره، استخراج می‌شوند که با فرض ذاتی بودن سیگنال، می‌توان آنها را از روی نمونه‌های زمانی سیگنال تخمین زد [7].

استخراج ویژگی مبتنی بر آنتروپی :

آنتروپی به‌طور عمومی به‌عنوان معیاری جهت شناسایی میزان پیچیدگی، بی‌نظمی و یا اطلاعات در سیگنال شناخته می‌شود [7]. تخمین آنتروپی یک روش غیرخطی در تحلیل سیگنال‌هاست [16]. آنتروپی به دو صورت از سیگنال استخراج می‌شود که یکی از روی زمان و با تکنیک هیستوگرام و دیگری از روی فرکانس است. الگوریتم‌های گوناگونی برای محاسبه آنتروپی و پیچیدگی سیگنال مغزی به کار رفته‌اند که می‌توان به آنتروپی شانن و آنتروپی طیفی و آنتروپی تقریبی و پیچیدگی لمپل زیو اشاره کرد. که آنتروپی تقریبی و لمپل زیو بالاترین حساسیت را به حضور مؤلفه‌های فرکانس بالا در سیگنال EEG دارند. این الگوریتم‌ها در مورد قطعه‌های کوچک سیگنال نتایج پایدار می‌دهند. بنابراین می‌توان از این الگوریتم‌ها در کاربردهای

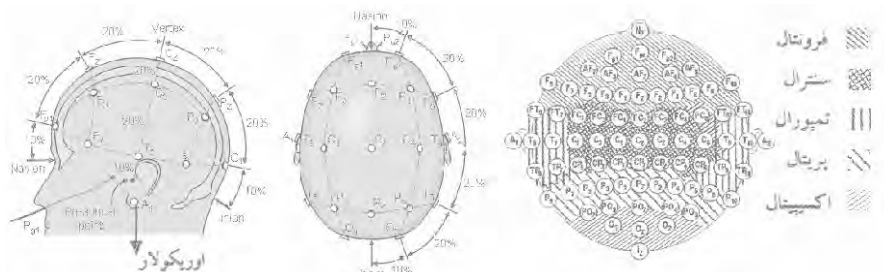
³Silver Chloride Electrode

¹ Low-pass

² High-pass

سیگنال است که در سری زمانی‌های منظم دارای مقدار کم و در سری زمانی‌های نامنظم یا آشوبی دارای مقدار بیشتری است [17].

بلادرنگ مانند کار روی فعالیت‌های حرکتی در پژوهش‌های مربوط به ارتباط مغز و رایانه، استفاده کرد. آنتروپی طیفی بر مبنای طیف توان سیگنال ایستا تعریف می‌شود. این کمیت درواقع معیاری از تمرکز یا گستردگی طیف سیگنال است. به این معنا که آنتروپی بیان‌گر میزان پیچیدگی و بی‌قاعدگی



(شکل - ۳): استاندارد ۱۰-۲۰ (Figure- 3): Standard 10-20 of EEG

(جدول - ۱): توضیحات نواحی مختلف مغز (همراه مرجع اوریکولار)
(Table- 1): Description of various regions of brain (included Auricular)

نواحی مغز و اوریکولار		توضیحات	
Frontal	فرونتال	لوب پیشانی	ناحیه محاسباتی
Central	سنترال	لوب مرکزی	ناحیه حرکتی
Occipital	اکسیپیتال	لوب پس سری	ناحیه بینایی
Parietal	پریتنال	لوب آهیانه	ناحیه موقعیتی (مکان- زمان)
Temporal	تمپورال	لوب گیجگاهی	ناحیه حافظه
Auricular	اوریکولار	گوش‌ها	(به عنوان مرجع)

و می‌توانند به‌عنوان ویژگی‌های مناسب در طبقه‌بندی سیگنال به‌کار بیایند [7]. تبدیل ویولت نوعی تبدیل برگشت‌پذیر است که سیگنال را از فضای یک‌بعدی زمان به فضای جدید با دو بعد زمان و فرکانس منتقل می‌کند [18]. این تبدیل یک ابزار قدرتمند برای تحلیل سیگنال‌های غیر ایستا مانند سیگنال‌های بیومدیکال است و هدف آن چیره شدن بر مشکلات مربوط به وضوح در تبدیل فوریه (FFT) زمان-کوتاه است. اگر پارامترهای موجود در این تبدیل گسسته باشند، تبدیل ویولت گسسته حاصل می‌شود [19].

ویولت گسسته (DWT^۴): در حالت گسسته فیلترهایی با فرکانس قطع (فیلترهای بالا و پایین گذر) مختلف برای تحلیل سیگنال در مقیاس‌های متفاوت به‌کار برده می‌شود. با عبور سیگنال از فیلترهای بالاگذر و پایین‌گذر فرکانس‌های مختلف آن تحلیل می‌شود. ضرایب خروجی فیلتر پایین‌گذر شکل اولیه سیگنال را دنبال می‌کند به

استخراج ویژگی به‌دست آمده از مدل‌های پارامتری: گاهی می‌توان با داشتن شرایطی، یک سیگنال را با مدلی پارامتری هم ارز قرار داده و پارامترهای این مدل را تخمین زد، که این پارامترها می‌توانند به‌عنوان ویژگی در طبقه‌بندی به‌کار روند. از معروفترین مدل‌های پارامتری مدل خودبازگشتی (AR^۱) است. در مدل AR مقدار سیگنال گسسته را در هر لحظه نتیجه ترکیبی خطی از سیگنال در لحظه پیشین در نظر می‌گیرند. آنچه که می‌تواند به‌عنوان پارامترهای مدل در نظر گرفته شود، ضرایب این ترکیب خطی است [7].

استخراج ویژگی وابسته به تبدیل‌های فرکانسی و یا زمان - فرکانس:

تبدیل‌های گوناگونی وجود دارند که گاه دیده می‌شود با انجام این تبدیل‌ها بر روی یک سیگنال، بیشتر انرژی و اطلاعات سیگنال در یک تعداد کمی از نشان‌ها جمع می‌شوند

^۳Fast Fourier Transform (FFT)

^۴Discrete Wavelet Transform (DWT)

^۱Auto Regressive (AR)

^۲Wavelet Transform

است به طوری که از طبقه‌بندی کننده بهترین پاسخ را بگیریم. به ویژگی‌های انتخاب شده بدین روش، ویژگی‌های مؤثر می‌گوییم [7]. به عنوان مثال در مطالعه‌ای به منظور کاهش بعد ویژگی استخراج شده (انتخاب ویژگی)، مشخصه‌هایی درخصوص توان چگالی طیف توان (PSD)^۵ استفاده شده است (پیشینه سطوح توان در PSD، کمینه سطوح توان در PSD، میانگین سطوح توان در PSD و انحراف معیار در سطوح توان در PSD) [23].

۵- انواع طبقه‌بندی کننده‌ها

پس از دریافت سیگنال و عملیات پیش‌پردازشی و نیز استخراج و کاهش ویژگی‌های مستخرج، این ویژگی‌ها را با توجه به هدف پردازش طبقه‌بندی می‌کنند. به همین منظور انواع روش‌های طبقه‌بندی در زمینه پردازش سیگنال مغز مطرح می‌شوند. انواع طبقه‌بندی کننده‌ها به هشت دسته به صورت طبقه‌بند با تابع تفکیک خطی (LDA)^۶، طبقه‌بندی کننده بیزین، k تا نزدیکترین همسایه (k-NN)^۷، طبقه‌بند بر پایه ماشین‌های بردار پشتیبان (SVM)^۸، بر پایه شبکه‌های عصبی مصنوعی (ANN)^۹، بر پایه شبکه‌های تطابقی با تابع شعاعی (RBF)^{۱۰}، بر پایه شبکه‌های تطابقی با استنتاج فازی (ANFIS)^{۱۱}، بر پایه شبکه‌های فازی - عصبی معرفی می‌شوند؛ که در ادامه هر یک شرح داده خواهند شد.

طبقه‌بند با تابع تفکیک خطی (LDA) :

این طبقه‌بندی کننده آماری، با یک تبدیل خطی توسط ماتریس وزن‌ها صورت می‌گیرد، که وزن‌ها با هدف بیشینه کردن پراکندگی بین طبقه‌ها و کمینه کردن پراکندگی درون طبقه‌ای تعیین می‌شوند [20]. سرعت بالا و عدم نیاز به تعیین پارامتری جانبی، از محاسن این طبقه‌بندی کننده محسوب می‌شود [24]. در این روش هدف این است که داده‌های مربوط به یک طبقه تا حد امکان در زیرفضای جدید ایجاد شده به هم نزدیک و داده‌های کلاس‌های مختلف از هم دور باشند. به عبارت دیگر پراکندگی بین طبقه‌ای داده‌ها حداکثر و پراکندگی درون طبقه‌ای داده‌ها حداقل شود [25].

طبقه‌بندی کننده بیزین :

اصول این طبقه‌بندی کننده بر پایه مقایسه احتمال‌های

همین دلیل به این ضرایب تقریب^۱ گفته می‌شود. همچنین ضرایب خروجی بالاگذر جزئیات بالای سیگنال را دربردارند به همین دلیل به این ضرایب جزئیات^۲ گفته می‌شود. تعداد سطوح تجزیه بر پایه مؤلفه‌های فرکانسی غالب در سیگنال انتخاب می‌شود [19]. ویولت پیوسته (CWT)^۳ : در ویولت پیوسته ضرایب موجک در همه زمان‌ها و همه مقیاس‌ها محاسبه می‌شوند. به عبارتی می‌تواند همه اطلاعات را نگه داشته و از دورریختن برخی اطلاعات جلوگیری می‌کند. از جمله عیب‌هایی که برای تبدیل موجک پیوسته ذکر می‌شود، بهینه نبودن آن است زیرا نخست‌این که اطلاعاتی که تولید می‌کند به شدت همبسته است و ایجاد افزونگی می‌کند؛ دوم این که محاسبه آن زمان‌بر است [20].

استخراج ویژگی مبتنی بر ویژگی‌های آشوبی :

سیگنال‌های مغزی در حالت نرمال خواص آشوبی دارند [21]. سیگنال گاه به طور کلی به دو دسته تصادفی و یقینی تقسیم می‌شود. هنگام بررسی ساختار سیگنال‌ها به دسته‌هایی ممکن است برخورد کنیم که هر چند رفتاری تصادفی دارند؛ ولی درواقع از یک فرمولبندی پیروی کرده که در صورت دانستن جزئیات می‌توان سیگنال را در همه نقطه‌ها پیش‌بینی کرد. به این دسته سیگنال‌های یقینی که رفتارهای همانند تصادفی و یقینی را در بر دارند، آشوبی می‌گویند و بر این پایه می‌توان معیارهایی وابسته به آشوبی بودن تعریف کرد و از آنها به عنوان ویژگی در طبقه‌بندی کمک گرفت [7].

کاهش بعد ویژگی به صورت ترکیبی :

در روش کاهش بعد ترکیبی هر المان از بردار ویژگی کاهش بعد یافته می‌تواند تابعی از همه نشانه‌های بردار ویژگی نخستین باشد و بنابراین اثر همه و یا برخی نشانه‌های بردار نخستین در هر المان بردار کاهش بعد یافته، خواهد بود [7]. به عنوان مثال در یک مطالعه انجام شده، به منظور کاهش ابعاد ویژگی از تفکیک کننده خطی فیشر (FLD)^۴ استفاده شده است تا ابعاد ویژگی را از نه بعد به یک بعد برساند [22].

کاهش بعد ویژگی به صورت گزینشی :

در روش کاهش بعد گزینشی، المان‌های بردار ویژگی کاهش بعد یافته به طور دقیق از روی بردار ویژگی نخستین گزینش می‌شوند. بنابراین در اینجا چگونگی گزینش المان‌های بردار ویژگی نخستین برای ساخت بردار ویژگی کاهش بعد یافته

¹Approximation

²Detail

³ContinuousWavelet Transform (CWT)

⁴Fisher Linear Discriminant (FLD)

⁵Power Spectral Density (PSD)

⁶Linear Discriminant Analysis (LDA)

⁷ k-Nearest Neighbor (k-NN)

⁸Support Vector Machine (SVM)

⁹Artificial Neural Networks (ANN)

¹⁰Radial Basis Function (RBF)

¹¹Adaptive Network Fuzzy Interface System (ANFIS)

شرطی رخداد در طبقه‌ها است. به عبارتی دیگر در این ساختار بررسی می‌شود که یک داده با طبقه ناشناخته‌اش با چه احتمالی می‌تواند به هر کدام از طبقه‌های ممکن تعلق داشته باشد. هر کدام از طبقه‌ها که بیشترین احتمال را نتیجه بدهد، به‌عنوان طبقه وابسته آن داده شناخته خواهد شد [7].

طبقه‌بند بر پایه K تا نزدیک‌ترین همسایگی (k-NN):

در این ساختار طبقه وابسته به یک داده بر پایه طبقه‌های مربوط به داده‌هایی که در نزدیکی آن داده می‌باشند، به‌دست می‌آید. به عبارت دیگر به اندازه k (که به‌طورعمومی عددی فرد است) تعداد داده‌هایی که از نظر فاصله (مانند فاصله اقلیدسی) به آن داده نزدیک می‌باشند، به‌عنوان طبقه وابسته به آن، گزیده خواهند شد [7].

طبقه‌بند بر پایه ماشین بردار پشتیبان (SVM):

طبقه‌بندی SVM راهی برای جداسازی دو طبقه بر پایه تعیین ابرصفحه مرزی (مرز با معادله خطی) است به‌طوری‌که این ابرصفحه بیشترین فاصله را از داده‌های اطرافش داشته باشد [7]. ماشین‌های بردار پشتیبان را می‌توان از خانواده الگوریتم‌های یادگیری ماشین دانست. یکی از زیرمجموعه‌های بزرگ این الگوریتم‌ها، روش‌های یادگیری بر مبنای تابع کرنل (هسته) یا یادگیری آماری است. SVM از روش‌های طبقه‌بندی با ناظر است. الگوریتم اولیه و اصلی SVM بر مبنای طبقه‌بندی دودویی است. اساس این دیدگاه بر مبنای شناخت الگوی آماری است؛ ولی روش پیاده‌سازی آن شبیه شبکه‌های عصبی است. ایده اصلی در SVM کاهش ریسک است. در این روش با استفاده از تمامی باندها و یک الگوریتم بهینه‌سازی، نمونه‌هایی که مرزهای طبقه‌ها را تشکیل می‌دهند، به‌دست می‌آیند؛ این نمونه‌ها را بردارهای پشتیبان گویند. تعدادی از نقاط آموزشی که کمترین فاصله تا مرز تصمیم‌گیری را دارند، می‌توانند به‌عنوان زیرمجموعه‌ای برای تعریف مرزهای تصمیم‌گیری و به‌عنوان بردار پشتیبان در نظر گرفته شوند [26].

طبقه‌بند بر پایه شبکه‌های عصبی:

در حالت کلی یک شبکه عصبی مصنوعی به‌صورت ارتباط میان گره‌ها به کمک وزن‌ها است و درواقع اندازه این وزن‌ها است که با آموزش سامانه تغییر کرده و خود را برای گرفتن نتیجه مطلوب بهینه می‌کنند. شبکه‌های عصبی، انواع مختلفی دارند؛ ولی می‌توان به‌طورکلی معروف‌ترین و

پرکاربردترین شبکه عصبی را در نوع پرسپترون ساده و چندلایه خلاصه کرد. در طبقه‌بندی پرسپترون ساده درواقع یک ابرصفحه مورد جستجو قرار می‌گیرد به‌نحوی که این ابر صفحه بتواند داده‌های وابسته به طبقه‌های مختلف را جدا کند. تعداد لایه‌های شبکه در اینجا تنها یکی بوده و وزن‌ها در این لایه دربرگیرنده ضرایب مربوط به این ابر صفحه می‌باشند؛ در ادامه با اضافه کردن لایه‌های دیگر، نخست ورودی‌ها را به فضایی که امکان جداسازی با ابرصفحه در آن بیشتر است، نگاشت داده؛ سپس خروجی این لایه‌ها را از سامانه‌ای همانند یک پرسپترون ساده عبور داده می‌شود. به ترکیب کل این مجموعه، پرسپترون چندلایه (MLP)^۱ گفته می‌شود. توابع به کاررفته می‌توانند، به‌صورت تابع‌های علامت (سیگموئید) و یا خطی باشند. در آموزش شبکه چندلایه، الگوریتم پس انتشار خطا (BP)^۲ کاربرد فراوانی دارد. در حالت کلی در این روش کمینه کردن تابع خطا از خروجی، آغاز کرده و با گرفتن مشتقات جزئی بر حسب پارامتر شبکه (وزن‌ها) به‌سوی کمینه کردن تابع خطا پیش می‌رویم [7].

طبقه‌بندی کننده بر پایه شبکه‌های تطابقی با تابع

شعاعی (RBF):

این دسته از طبقه‌بندی کننده‌ها گاهی از دسته‌های شبکه عصبی به‌شمار می‌آیند. درواقع فاصله داده‌های ورودی از یکسری داده مبنا که طبقه‌شان را از پیش می‌دانیم، سنجیده می‌شود؛ سپس این مقدار فاصله از یک تابع شعاعی گذشته و با توجه به پارامتر این تابع مقداری را نتیجه می‌دهد. این تابع به‌صورتی است که اگر فاصله صفر باشد، مقدار خروجی آن یک می‌شود و هر چه فاصله بیشتر باشد خروجی به صفر نزدیکتر می‌شود. پس از عبور از تابع شعاعی، به تعداد داده‌های مبنا، مقدار خواهیم داشت. مقدارهایی که مربوط به داده‌های مبنای با طبقه یکسان بوده‌اند، با هم جمع می‌شوند و از میان این نتیجه‌های جمع (که به تعداد طبقه‌های موجود است) بزرگ‌ترینشان یافته شده، بررسی می‌شود که وابسته به کدام کلاس است. این طبقه به عنوان طبقه داده ورودی شناخته خواهد شد [7].

طبقه‌بند بر پایه شبکه‌های تطابقی با استنتاج فازی

(ANFIS):

کار این شبکه بر پایه منطق فازی است. نخست داده‌های ورودی فازی می‌شوند؛ یعنی بر پایه مقداری که دارند، عضویت‌های فازی به آنها داده می‌شود؛ سپس بر پایه

²Back Propagation (BP)

¹Multi-Layer Perceptron (MLP)

قانون‌های فازی که وجود دارد، این میزان عضویت‌ها با هم ترکیب و به‌ازای هر قانون مقدار وزنی به‌دست می‌آید. در پایان از میان این وزن‌های وابسته به هر قانون نتیجه نهایی استخراج شده و پس از غیرفازی‌شدن به‌عنوان خروجی سامانه بیرون می‌آید. به‌عبارتی سامانه دارای پنج بخش است که عبارتند از [7]:

- ورودی: رابط فازی کننده (Fuzzification Interface)
- خروجی: رابط غیرفازی کننده (Defuzzification Interface)
- پایگاه داده‌ها که میزان عضویت‌های فازی در آنجا تعریف می‌شود (Database)
- پایگاه قانون‌های فازی برای پیاده شدن بر روی میزان عضویت‌ها (Rule Base)
- قواعد استنتاج و تصمیم‌گیری که نتیجه پایانی را از روی قانون‌ها استنتاج می‌کند (Decision Making Unit)

طبقه‌بند بر پایه شبکه‌های فازی - عصبی:

با ترکیب شبکه‌های عصبی با سامانه‌های فازی می‌توان شبکه‌های فازی - عصبی گوناگونی به‌وجود آورد. در برخی از این شبکه‌ها ورودی، نخست فازی می‌شود و به آن یک عضویت فازی تعلق می‌گیرد و در گام دیگر این میزان عضویت فازی وارد یک سامانه عصبی برای طبقه‌بندی شدن می‌شود [7].

- در گام نخست هر بردار داده از المان‌های خام به برداری از المان‌های فازی شده تبدیل می‌شود.
- در گام پسین بردارهای فازی هستند که از یک شبکه عصبی گذر داده می‌شوند تا به شکل با سرپرست طبقه‌بندی شوند.

۶- کارهای انجام‌شده در زمینه پردازش سیگنال‌های مغزی در ایران

۱-۶ - مقالات جمع‌آوری شده

هدف مطالعه حاضر توصیف فراوانی روش‌های مختلف به کار گرفته شده در مراحل مختلف پردازش سیگنال‌های دریافتی از مغز با توجه به نوع پژوهش‌های مختلف است. با توجه به جستجوهای مختلفی که در انواع پایگاه‌های علمی داخلی و خارجی صورت گرفت، هشتاد عنوان مقاله مرتبط در این زمینه از پژوهش‌گران ایرانی پیدا شده و مورد بررسی و

¹ BCI Competitions

ارزیابی قرار گرفت. مقالات براساس انواع روش‌های پردازش سیگنال در مراحل مختلف پردازش سیگنال (اخذ، استخراج ویژگی، کاهش ویژگی، طبقه‌بندی‌کننده‌ها و موارد کاربرد) دسته‌بندی شده‌اند. در هر بخش جدولی ارائه می‌شود که شامل مرحله اصلی پردازش و انواع روش‌های به کار رفته در آن است. منابع معرفی شده در هریک از روش‌های به کار رفته، بیان‌گر همه مقالاتی هستند که در آنها از همان روش در پردازش سیگنال استفاده شده است. اگر پژوهش‌گری به روش خاصی از پردازش سیگنال علاقمند باشد، می‌تواند به‌طورتقریبی تمام مطالعات انجام‌شده درباره آن روش مذکور را در قسمت منابع بیابد. به‌عنوان مثال اگر پژوهش‌گری بخواهد به مقالاتی که در آن روش استخراج ویژگی مبتنی بر آنتروپی استفاده شده، دست یابد، با مراجعه به جدول مربوط به بخش استخراج ویژگی، (روش‌های به‌کارگیری در مرحله استخراج ویژگی/روش مبتنی بر آنتروپی)، می‌تواند به مقالات مورد نظر دست یابد.

۲-۶ - کارهای انجام‌شده در زمینه اخذ

سیگنال

۱-۲-۶ - دادگان استفاده شده در مطالعات

از موارد حائز اهمیت در زمینه پردازش سیگنال مغزی، دادگان مطالعات است. با توجه به شکل (۲) در بخش (۲-۲)، در مطالعات مختلف با توجه به روال آزمایش متفاوت، کاربردهای گوناگونی تعریف شد. بیشتر دادگان در دسترس مربوط به فعالیت‌های پزشکی و BCI است و در برخی موارد از دادگان پژوهش‌ها به‌صورت خاص و موردی، در زمینه‌های دیگر نیز استفاده شده است. در BCI دادگان متفاوتی از سال ۲۰۰۰ ارائه شده است که با توجه به پراکندگی استفاده مطالعات از هر کدام از آنها، در یک شاخه به نام مسابقات BCI¹، قرار داده شده است و در سال‌های مختلف، دادگان مسابقه با روال آزمایش با پایه یکسان اما دسترسی به جزئیات متفاوت، ارائه شده است و زمینه فعالیت در پژوهش‌های دیگر را به‌صورت کاربرد خاص فراهم کرده است. به‌عنوان مثال، همان‌طور که در جدول (۲) مشاهده می‌شود، در پژوهش بر اساس ERP از دادگانی مشابه با BCI استفاده شده است.

۲-۲-۶ - نواحی مختلف مغزی

شکل (۴) فراوانی مطالعات براساس نواحی مختلف مغزی،

همانطور که در شکل (۵) مشاهده می‌شود استخراج ویژگی مبتنی بر روش‌های آماری و روش‌های مبتنی بر آنتروپی به ترتیب، (۴۱/۲ درصد) بیشترین و (۱۷/۵ درصد) کمترین کاربرد را در این بخش پردازشی داشته است. در این بین می‌توان به پرکاربرد بودن روش‌های مبتنی بر انرژی باندهای فرکانسی (۳۷،۵ درصد) و تبدیل‌های فرکانسی یا زمان فرکانس (۳۵ درصد) در زمینه استخراج ویژگی‌ها، اشاره داشت. با توجه به تعداد مقالات می‌توان دریافت که روشی برای استخراج ویژگی یافت نشده است که کل مقالات مورد مطالعه، از آن استفاده کرده باشند و برخی از مقالات از چندین روش برای استخراج ویژگی استفاده کرده‌اند. جدول (۴) منابعی را که از هر یک از روش‌های استخراج ویژگی استفاده کرده است، نشان می‌دهد.

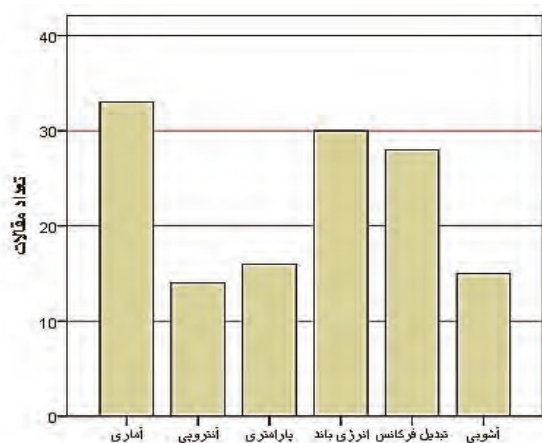
نمونه‌گیری شده را مشخص می‌کند. نشان می‌دهد که در اکثر مطالعات انجام‌شده ناحیه مرکزی (سنترال) و ناحیه گیجگاهی (تمپورال) به ترتیب، (۷۰ درصد) بیشترین و (۳۲/۵ درصد) کمترین کاربرد را در بخش اخذ سیگنال جهت نمونه‌برداری داشته است. ناحیه اوریگولار در یک چهارم کل مقالات به میزان (۳۱/۲ درصد) به عنوان مرجع در نظر گرفته شده است و با توجه به فراوانی کل مقالات، مشاهده می‌شود که در برخی مطالعات از چندین ناحیه از سطح مجسمه، نمونه‌برداری صورت گرفته است. نواحی مختلف مغزی نمونه‌برداری شده در مطالعات، در جدول (۳) آورده شده است.

۳-۶ - کارهای انجام‌شده در زمینه استخراج و کاهش ویژگی

(جدول ۲): دسته‌بندی دادگان استفاده شده در مطالعات با توجه به نوع پژوهش

(Table-2): Categorizing dataset according to different studies in researches

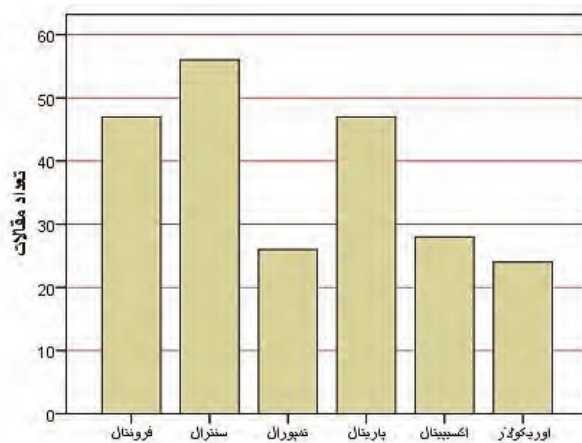
فعالیت انجام‌شده	دادگان	منابع
احساس	دادگان جمع آوری شده Deap	[27]
	دادگان جمع آوری شده آقای ساندر کویلسترا	[28]
	دادگان جمع آوری شده در سوران ۲۰۰۶	[29]
	توسط گروه تحقیقاتی	[۷۸، ۳۰، ۲۵، ۱۷]
آرتیفکت	دادگان جمع آوری شده Anderson	[12]
	توسط گروه تحقیقاتی	[۳۲، ۳۱، ۱۳، ۱۰]
BCI	BCI Competition (s)	[۳۵، ۳۳، ۲۲، ۱۴، ۶، ۴]
	دادگان Sijercic و یا Anderson	[۳۷، ۳۶]
	دادگان جمع آوری شده Keirn و همکارانش	[۳۹، ۳۸]
	دادگان جمع آوری شده دانشگاه Graz	[۴۰، ۲۲، ۱۵، ۹]
	دادگان جمع آوری شده Shalk و همکاران	[۴۱]
	توسط گروه تحقیقاتی	[۵۸، ۴۵، ۴۳، ۴۲، ۵]
پزشکی	دادگان جمع آوری شده توسط SHOEB	[۴۶]
	Epileptologie-bonn.de	[۲۳]
	دادگان جمع آوری شده اندرزجاک و همکاران	[۴۷]
	سایت دانشگاه بن	[۲۱]
	دادگان جمع آوری شده quiroga	[۴۸]
	توسط گروه تحقیقاتی	[۸۳، ۸۲، ۶۲-۵۹، ۵۷-۴۹، ۲۶، ۱۹، ۱۶، ۸]
ERP	دادگان گروه wadsworth در مسابقات BCI	[۶۴، ۲۰، ۱۸]
	BCI Competition (s)	[۶۶، ۶۵]
	دادگان جمع آوری شده Keirn و همکارانش	[۶۷]
	توسط گروه تحقیقاتی	[۷۵، ۷۳-۶۸، ۶۳، ۲۴]



(شکل - ۵) : فراوانی مقالات بر مبنای استفاده از انواع

روش‌های استخراج ویژگی

(Figure- 5): The number of papers based on different feature extraction methods



(شکل - ۴) : فراوانی مقالات بر مبنای نواحی مختلف

مغزی (همراه با مرجع اوریکولار)

(Figure- 4): The number of papers based on various regions of brain (included Auricular)

(جدول - ۳): دسته‌بندی مقالات براساس نواحی مختلف مغزی نمونه گیری شده به همراه منابع

(Table- 3): Papers classification based on various sampled regions of brain

نواحی	منابع
فرونتال	[۵، ۹، ۱۰، ۱۷-۱۹، ۲۴، ۲۵، ۲۸-۳۱، ۳۳، ۳۶، ۳۸، ۴۱-۴۵، ۴۷، ۵۰، ۵۱، ۵۳، ۵۵-۵۷، ۵۹-۶۴، ۶۷، ۶۸، ۷۱-۷۷، ۷۹]
سنترال	[۴-۶، ۸-۱۲، ۱۴-۱۶، ۱۸-۲۰، ۲۲، ۲۴، ۲۷، ۲۸، ۳۲-۳۴، ۳۸، ۴۰-۴۲، ۴۴، ۴۷، ۴۸، ۵۰، ۵۳، ۵۴، ۵۷، ۵۹-۶۱، ۶۳، ۶۴، ۶۶، ۶۷، ۷۱، ۷۳-۷۶، ۸۲]
تمپورال	[۵، ۸-۱۰، ۱۷، ۲۵، ۳۰، ۳۳، ۳۸، ۴۳، ۴۷، ۵۰، ۵۱، ۵۵، ۵۷-۵۹، ۶۲، ۶۷، ۷۴، ۷۸، ۷۹، ۸۱]
پریتال	[۴-۶، ۸-۱۲، ۱۴-۱۶، ۱۸، ۱۹، ۲۴، ۲۵، ۳۰، ۳۳، ۳۶-۳۹، ۴۲-۴۴، ۴۷، ۵۰، ۵۵-۶۰، ۶۲-۶۴، ۶۶، ۶۷، ۶۸، ۷۰-۷۲، ۸۲]
اکسیپیتال	[۵، ۸، ۱۲، ۱۳، ۱۷، ۳۳، ۳۷، ۳۸، ۴۱، ۴۴، ۴۷، ۵۰، ۵۱، ۵۵، ۵۷-۶۰، ۶۲، ۶۴، ۶۶، ۷۶، ۸۰، ۸۱]
اوریکولار	[۸، ۹، ۱۱، ۱۲، ۱۷، ۱۹، ۲۰، ۲۵، ۳۰، ۳۲، ۳۳، ۳۹-۴۰، ۵۰، ۵۵-۵۸، ۶۰، ۶۱، ۶۸، ۷۴، ۷۹]

(جدول - ۴): دسته‌بندی مقالات براساس انواع روش‌های استخراج ویژگی

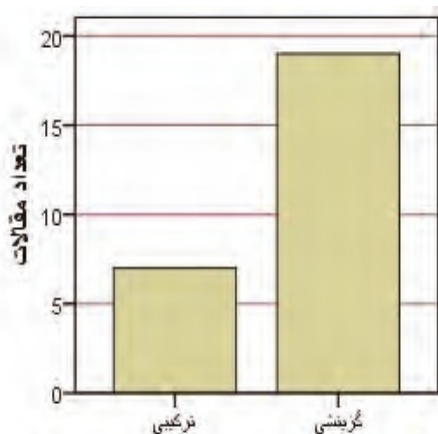
(Table- 4): Papers classification based on different types of feature extraction methods

استخراج ویژگی	منابع
آماري	[۸، ۱۱، ۱۴، ۱۸، ۱۹، ۲۲، ۲۴، ۳۰، ۳۴-۴۳، ۴۵، ۵۰، ۵۵، ۵۷، ۵۹، ۶۲، ۶۴-۶۶، ۷۰-۷۲، ۷۵، ۷۸-۸۰، ۸۳]
مبتنی بر آنتروپی	[۴، ۶، ۱۶، ۱۷، ۲۱، ۲۶، ۳۷، ۴۱، ۵۲، ۵۴، ۵۸، ۶۵، ۷۱، ۸۱]
به‌دست آمده از مدل‌های پارامتری	[۱۰، ۱۹، ۲۷، ۳۵، ۳۸، ۳۹، ۴۱، ۴۳، ۴۴، ۴۶، ۵۵، ۶۵، ۷۶، ۷۷، ۷۹]
وابسته به انرژی باندهای فرکانسی	[۱۱، ۱۴-۱۶، ۱۹، ۲۱، ۲۲، ۲۳، ۲۸، ۲۹، ۳۶، ۳۸، ۳۹، ۴۱-۴۶، ۵۱، ۵۳، ۵۷، ۶۱، ۷۱، ۷۶، ۷۸، ۸۲]
وابسته به تبدیل‌های فرکانسی یا زمان - فرکانس	[۵، ۱۳، ۱۴، ۱۶، ۱۹-۲۱، ۲۴، ۲۸، ۳۵، ۴۲، ۴۳، ۴۷، ۴۹، ۵۱، ۵۴، ۵۵، ۶۰، ۶۱، ۶۳-۶۵، ۷۱، ۷۶، ۷۸]
آشوبی	[۱۷، ۲۵-۲۷، ۳۰، ۴۰، ۵۶، ۵۹، ۶۲، ۷۶، ۷۸، ۸۱، ۸۳]

(جدول - ۵) : دسته‌بندی مقالات براساس انواع روش‌های کاهش ویژگی

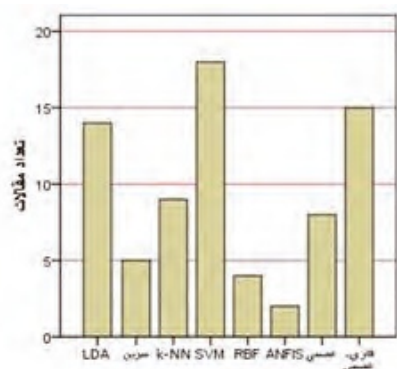
(Table- 5): Papers classification based on different types of feature reduction methods

کاهش ویژگی	منابع
ترکیبی	[۱۷، ۲۲، ۳۴، ۳۷-۳۹]
گزینشی	[۴، ۱۳، ۲۰، ۲۳-۲۵، ۳۵، ۵۶، ۵۸، ۶۱، ۶۳، ۶۴، ۷۱-۷۳، ۷۹، ۸۳]



شکل ۶- : فراوانی مقالات بر مبنای استفاده از انواع روش‌های کاهش ویژگی

(Figure- 6): The number of papers based on different kinds of feature reduction methods



شکل ۷- : فراوانی مقالات بر مبنای استفاده از انواع طبقه‌بندها

(Figure- 7): The number of papers based on different types of classifiers

جدول ۶- : دسته‌بندی مقالات براساس انواع طبقه‌بندی کننده‌ها
(Table- 6): Papers classification based on different types of classifiers

طبقه‌بند ها	منابع
تابع تفکیک خطی (LDA)	[۸۰، ۷۸، ۷۳، ۷۱، ۶۴، ۴۳، ۳۶، ۲۹، ۲۴، ۲۰، ۱۷، ۶، ۴]
بیزین	[۷۶، ۳۴، ۳۰، ۲۷، ۲۲]
K تا نزدیکترین همسایگی (k-NN)	[۷۸، ۷۶، ۵۹، ۴۱، ۳۹-۳۷، ۸، ۴]
بر پایه ماشین بردار پشتیبان (SVM)	[۷۸، ۷۴، ۶۴، ۵۷، ۵۰، ۴۰، ۳۵، ۲۸، ۲۶، ۲۵، ۱۹، ۱۷، ۱۵، ۱۴، ۵، ۴]
بر پایه شبکه‌های تطابقی با تابع شعاعی (RBF)	[۷۶، ۵۸، ۴۸، ۲۵]
بر پایه شبکه‌های تطابقی با استنتاج فازی (ANFIS)	[۵۷]
بر پایه شبکه‌های عصبی	[۸۱، ۷۷، ۷۶، ۶۰، ۵۱، ۴۵، ۱۷، ۱۱، ۴]
بر پایه شبکه‌های فازی - عصبی	[۷۹، ۷۲، ۶۹، ۶۶-۶۴، ۵۲، ۴۴، ۳۹، ۳۸، ۲۳، ۱۸، ۱۷، ۱۲]

شکل (۶) نشان می‌دهد که چه تعداد از مقالات از روش‌های گزینشی و یا ترکیبی جهت کاهش ویژگی‌های مستخرج، استفاده کرده‌اند. همان‌طور که در شکل مشخص است در صورت استفاده از روش‌هایی در راستای کاهش ویژگی‌ها، روش گزینشی (۲۲،۵ درصد) نسبت به روش ترکیبی (۱۱،۲ درصد) کاربردتر بوده و هیچیک از مطالعات از هر دو روش برای کاهش ویژگی استفاده نکرده است؛ در نتیجه می‌توان گفت که (۳۳،۷ درصد) از کل مطالعات، از روش کاهش ابعاد ویژگی استفاده کرده‌اند. جدول (۵) نشان می‌دهد که کدام منبع از کدامیک از روش‌ها به‌منظور کاهش ویژگی استفاده کرده است.

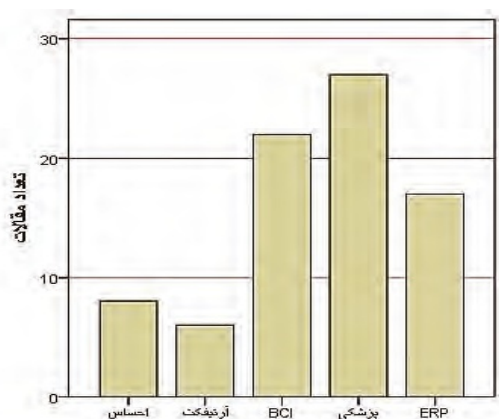
۴-۶ - کارهای انجام‌شده بر پایه انواع طبقه‌بندی کننده‌ها

همان‌طور که در شکل (۷) مشخص است، طبقه‌بندی کننده بر پایه SVM و ANFIS به‌ترتیب (۲۲/۵ درصد) بیشترین و (۲/۵ درصد) کمترین کاربرد را در مطالعات داشته است. در این بین می‌توان به کاربرد بودن روش‌های فازی-عصبی (۱۸/۸ درصد) و تجزیه و تحلیل تفکیک خطی (LDA)، (۱۷/۵ درصد) نیز اشاره داشت. با توجه به شکل مجموع مقالاتی که از طبقه‌بند استفاده کرده‌اند بیش از تعداد مقالات مورد بررسی است و این نشان می‌دهد که برخی مطالعات، که از طبقه‌بند استفاده کرده‌اند، از چندین طبقه‌بندی کننده استفاده کرده‌اند. جدول (۶) نشان می‌دهد که کدام منبع از چه روش (هایی) جهت طبقه‌بندی ویژگی‌ها استفاده کرده است.

۵-۶ - کارهای انجام‌شده براساس انواع پژوهش‌ها در زمینه پردازش سیگنال مغز

مغز

با توجه به روال آزمایش‌های بیان‌شده در بخش دوم، مطالعات و پژوهش‌ها توانستند به پنج دسته تقسیم شوند. همانطور که در شکل (۸) مشاهده می‌شود، مطالعه در پزشکی و شناخت و یا حذف آرتیفکت به ترتیب، (۳۳/۸ درصد) بیشترین و (۷/۵ درصد) کمترین میزان فعالیت در زمینه پردازش سیگنال مغز را داشته است. در این بین می‌توان به فعالیت در BCI (۲۸/۸ درصد) نیز اشاره کرد که جزء مواردی است که نظر پژوهش‌گران را جهت فعالیت در آن نوع پژوهش به خود جلب کرده است. از آنجاکه مقالات تحت بررسی بر اساس روال آزمایشی معرفی‌شده در بخش اخذ سیگنال، دسته‌بندی شده‌اند، هیچیک از مقالات از لحاظ نوع فعالیت با هم اشتراک ندارند و مجزا دسته‌بندی شده‌اند. به‌عنوان مثال ممکن است، مطالعه‌ای در بخش پیش‌پردازش خود روی حذف آرتیفکت



(شکل - ۸) : فراوانی مقالات بر مبنای پژوهش‌های مختلف

(Figure- 8): The number of papers based on various reseraches

(جدول - ۷) : دسته‌بندی مقالات براساس انواع پژوهش در زمینه پردازش سیگنال‌های مغزی

(Table- 7): Paper classification based on different kinds of researches in brain signal processing

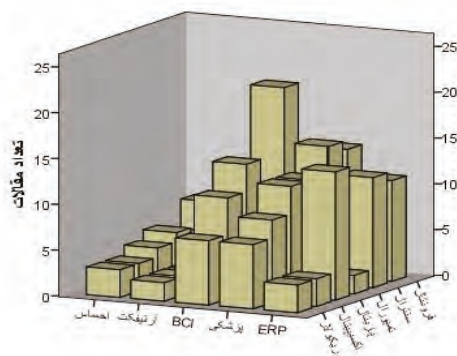
کاربرد	منابع
احساس	[۱۷، ۲۵، ۲۷، ۲۸، ۲۹، ۷۸، ۸۱]
آرتیفکت	[۱۰، ۱۳، ۳۰، ۳۲]
BCI	[۴، ۹، ۱۱، ۱۴، ۱۵، ۲۲، ۳۳، ۳۴، ۳۶، ۴۴، ۷۶، ۷۷، ۷۹]
پزشکی	[۸، ۱۶، ۱۹، ۲۱، ۲۳، ۲۶، ۴۴، ۵۷، ۵۹، ۶۲، ۸۲، ۸۳]
ERP	[۱۸، ۲۰، ۲۴، ۶۳، ۷۵، ۸۰]

۷- تجزیه و تحلیل و مقایسه کارهای

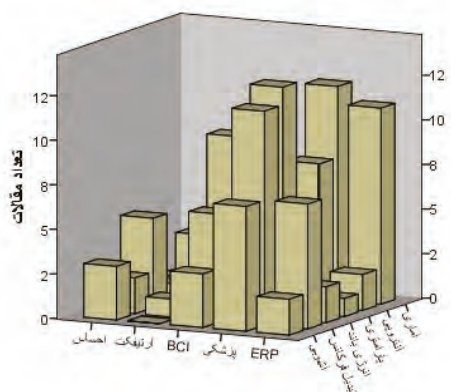
انجام‌شده

پژوهش‌گران با توجه به مراحل پردازش سیگنال مغزی، اخذ سیگنال و پیش‌پردازش، استخراج و کاهش ویژگی و طبقه‌بندی‌کننده‌ها، روی همه و یا هر یک از مراحل در انواع پژوهش‌های مذکور، کار انجام دادند و نیز بدون در نظر گرفتن انواع پژوهش‌ها، مشخص شد که استفاده از ناحیه مرکزی (سنترال) در مرحله اخذ سیگنال و استفاده از ویژگی‌های آماری در استخراج ویژگی و کاهش ابعاد ویژگی به روش گزینشی و نیز استفاده از طبقه‌بندی‌کننده بر پایه ماشین‌های بردار پشتیبان (SVM)، توانسته بیشترین توجه را بین پژوهش‌گران داشته باشد.

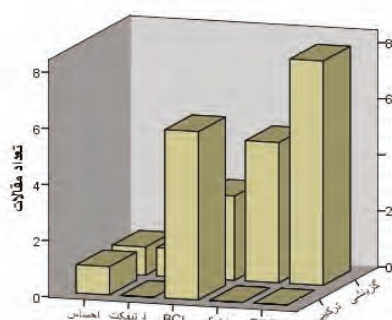
همان‌طور که مشخص شد، فعالیت در موارد پزشکی و بعد از آن BCI به ترتیب بیشترین توجه را در بین پژوهش‌گران داشته است. دلیل این امر را می‌توان دسترسی و فراوانی دادگان به اشتراک گذاشته‌شده در این نوع فعالیت‌ها دانست. به این ترتیب که برای پردازش سیگنال، دادگان تعریف‌شده، بیشتر در این حوزه‌ها بوده است و از طرفی تهیه یک مجموعه داده مناسب برای فعالیت در زمینه‌های دیگر مانند بررسی احساس، آسان نیست. برای دسترسی به یک مجموعه داده مناسب، باید شرایط آزمایشگاهی جهت اخذ سیگنال فراهم شود و تعریف دقیقی از دقت و نرخ نمونه‌برداری، مطابق با استاندارد بین‌المللی ارائه شده و توصیف دقیقی از روال آزمایش و قطعات



(شکل - ۹) : فراوانی مقالات در پژوهش‌های مختلف براساس نواحی مختلف مغزی نمونه گیری شده در بخش اخذ سیگنال
(Figure- 9): The number of various researches based on different brain sampled regions in acquisition step



(شکل - ۱۰) : فراوانی مقالات در پژوهش‌های مختلف براساس انواع روش‌های استفاده شده جهت استخراج ویژگی
(Figure- 10): The number of various researches based on different used methods in feature extraction

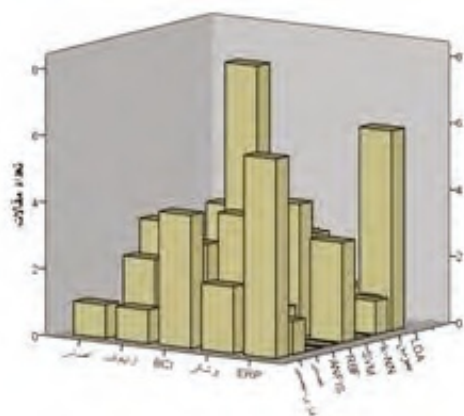


(شکل - ۱۱) : فراوانی مقالات در پژوهش‌های مختلف براساس انواع روش‌های استفاده شده در کاهش ویژگی
(Figure- 11): The number of various researches based on different used methods in feature reduction

نمونه‌برداری شده بیان شود. از آنجایی که در شروع فعالیت‌ها روی پردازش سیگنال‌های مغزی در حیطه ERP در بسیاری از موارد روی بررسی مؤلفه‌هایی مانند P300 که وابسته به رخداد است، مورد توجه زیادی قرار گرفته بود، فراوانی قابل ملاحظه‌ای دارد.

شکل‌های (۹) الی (۱۲) فراوانی مطالعات را با توجه به روش‌های مطرح‌شده در هریک از بخش‌های پردازشی سیگنال مغزی در انواع پژوهش‌های مطرح‌شده، نشان می‌دهد. جدول (۸) نشان می‌دهد که نتایج حاصله در هر یک از مراحل پردازش سیگنال، مربوط به کدام زمینه می‌شود.

در مرحله نخست پردازش سیگنال مغزی، اخذ سیگنال و عملیات پیش‌پردازشی، به دلیل پراکندگی الگوریتم‌ها و روش‌های استفاده‌شده در مطالعات و نیز عدم معرفی پالایندهای مورد استفاده در برخی از مطالعات، تنها به بررسی نواحی اخذ سیگنال پرداخته شده است. همان‌طور که در جدول (۹) مشاهده می‌کنید، مقالاتی که در زمینه ERP فعالیت داشته‌اند، در بخش اخذ سیگنال، از ناحیه پری‌تال به اندازه $(\frac{65}{2})\%$ بیشترین و از ناحیه تمپورال به اندازه $(\frac{8}{7})\%$ درصد کمترین نمونه‌برداری را انجام داده‌اند و $(\frac{17}{4})\%$ مقالات این حوزه از اوریکولار به عنوان مرجع استفاده کرده و سایر کانال‌ها بین این دو ناحیه مورد توجه بوده‌اند. از طرفی در برخی مطالعات از چندین ناحیه جهت نمونه‌برداری استفاده شده است؛ اما در مجموع می‌توان گفت پژوهش‌گرانی که بر مبنای ERP کار انجام داده‌اند در $(\frac{65}{2})\%$ موارد، از کانال‌های تمپورال برای نمونه‌برداری استفاده کرده‌اند؛ ولی ناحیه‌ای نبوده که تمام مطالعات مربوط به این نوع پژوهش، از آن استفاده شده باشد. به عبارتی هرچه درصد استفاده به ۱۰۰ نزدیک باشد، نشان‌دهنده آن است که تعداد بیشتری از مطالعات از آن ناحیه جهت نمونه‌برداری استفاده کرده‌اند. از طرفی شکل (۵) در بخش ششم نشان داد که در هفتاد درصد مطالعات از کانال‌های ناحیه مرکزی (سنترال) نمونه‌برداری صورت گرفته است و این ناحیه با توجه به جدول (۸)، در حوزه پزشکی و BCI پرکاربرد بوده و از بین این دو حوزه، درصد کاربرد این کانال در پزشکی بیشتر از BCI برآورد شده است.



(شکل ۱۲): فراوانی مقالات در پژوهش‌های مختلف براساس

انواع طبقه‌بندی کننده‌ها

(Figure- 12): The number of various research based on different types of classifiers

(جدول ۸ -): دسته‌بندی هر یک از بخش‌های پردازشی سیگنال مغزی بر اساس بیشترین و کمترین کاربرد روش‌های به کار رفته شده

در هر یک از انواع پژوهش‌های مختلف

(Table- 8): The Categorizing of each brain signal processing steps based on maximum and minimum applied methods usage, in each fields of investigations

مراحل پردازش		احساس	آرتیفکت	BCI	پزشکی	ERP
اخذ سیگنال	بیشترین کمترین	فرونتال (75٪) اکسیپیتال (25٪)	فرونتال و اکسیپیتال (50٪) سنترال/تمپورال/پریتنال (33.3٪)	سنترال (81.5٪) تمپورال (22.2٪)	فرونتال/سنترال (82.3٪) اکسیپیتال (58.8٪)	پریتنال (65.2٪) تمپورال (8.7٪)
مرجع	بیشترین کمترین	اویکولار (25٪) اشوبی (37.5٪)	50٪ آماری/پارامتری/تبدیل فرکانس (16.7٪)	29.6٪ انرژی باند (43.5٪)	41.2٪ آماری / انرژی باند/تبدیل فرکانس (44.4٪)	17.4٪ آماری (64.7٪)
استخراج ویژگی	بیشترین کمترین	اشوبی (37.5٪) انرژی باند (0٪)	0٪ آنتروپی/انرژی باند/اشوبی (0٪)	13٪ آنتروپی/اشوبی (13٪)	22.2٪ پارامتری/اشوبی (22.2٪)	5.9٪ پارامتری (5.9٪)
کاهش ویژگی	بیشترین کمترین	گزینه‌ای (12.5٪) ترکیبی (0٪)	16.7٪ 16.7٪	17.4٪ 26٪	14.8٪ 3.7٪	47٪ 5.9٪
طبقه‌بندی کننده	بیشترین کمترین	LDA/SVM (37.5٪) ANFIS/عصبی (0٪)	LDA/فازی-عصبی (16.6٪) سایر روش‌ها (0٪)	SVM (34.8٪) ANFIS (0٪)	SVM/عصبی (14.8٪) بیزین (0٪)	LDA/فازی-عصبی (35.3٪) RBF / k-NN (10٪) ANFIS

دیرینه‌بودن آن باشد. به عبارتی درصد پایین استفاده از روش‌هایی بر مبنای مدل‌های پارامتری و یا مبتنی بر آنتروپی و آشوبی و غیره نه به دلیل عدم کارایی، بلکه از لحاظ دشواری در پیاده‌سازی، کمتر استفاده شده است؛ به عنوان مثال در مدل‌های پارامتری، با توجه به تعریف، در ابتدا می‌بایست مدلی را هم‌ارز با سیگنال در نظر گرفت؛ سپس ضرایب آن را به عنوان ویژگی استخراج کرد و این مستلزم تسلط روی این دسته از مدل‌ها و مفاهیم ریاضیاتی پیچیده‌تر است. از طرفی درصد بالای استفاده از روش آماری در مطالعات می‌تواند به این دلیل باشد که این روش پایه برخی روش‌های دیگر استخراج ویژگی است. در رابطه با روش‌های مبتنی بر انرژی باند‌های فرکانسی، از آنجایی که تغییرات فرکانسی به عنوان

در بخش استخراج ویژگی روش آماری و پارامتری به ترتیب بیشترین (۶۴/۷ درصد) و کمترین (۵/۹ درصد) کاربرد را داشته است. از آنجایی که بدون در نظر گرفتن دسته‌بندی مطالعات انجام‌شده، استخراج ویژگی براساس روش‌های آماری توانست به طور کل بیشترین فراوانی را داشته باشد و از طرفی در بین پژوهش‌های مربوط به ERP و پزشکی و آرتیفکت نیز، بیشترین روش مورد استفاده در استخراج ویژگی روش آماری بوده است، فعالیت‌های مربوط به ERP توانسته بیشترین درصد فراوانی را در میان سه زمینه قیدشده، داشته باشد. در ادامه می‌توان گفت علت پرکاربرد بودن روش‌های آماری جهت استخراج ویژگی می‌تواند به دلیل آسان بودن پیاده‌سازی این روش و نیز

یکی از ویژگی‌های پایه‌ای است که می‌تواند از سیگنال استخراج شود، بعد از روش آماری مورد توجه قرار گرفته است.

در بخش کاهش بعد ویژگی، به‌عنوان مثال در ERP ۴۷ درصد از مقالات این بخش از روش گزینشی و ۵/۹ درصد از مقالات در همین زمینه از روش ترکیبی استفاده کرده‌اند. در پژوهش‌های پزشکی با توجه به تعداد مقالات مربوط به این حوزه، ۱۴/۸ درصد از روش گزینشی و ۳/۷ درصد از کل مقالات همین بخش از روش ترکیبی استفاده کرده‌اند به عبارتی ۲۸/۵ درصد مقالات در زمینه پزشکی از روش‌های کاهش ابعاد ویژگی استفاده کرده‌اند. نتیجه حاصله از شکل (۶) نشان داده بود که روش گزینشی نسبت به ترکیبی کاربرد بیشتری دارد. در بین انواع پژوهش‌های مطرح‌شده، ERP بیشترین درصد را در استفاده از این روش داشته است. در حدود یک سوم کل مقالات از روش‌های کاهش بعد ویژگی استفاده کرده‌اند. از طرفی با توجه به شکل (۱۱)، روش کاهش ابعاد ویژگی به‌صورت ترکیبی در بخش BCI بیشترین کاربرد را نسبت به سایر بخش‌ها داشته و به اندازه قابل ملاحظه‌ای از روش گزینشی نیز استفاده شده است. می‌توان گفت با توجه به شکل (۸) که فراوانی فعالیت‌ها را نشان می‌دهد، با توجه به فعالیت زیاد در این حوزه و تمرکز زیاد پژوهش‌گران جهت استخراج ویژگی‌های بیشتر برای تفکیک‌سازی فعالیت‌های ذهنی و حرکتی مربوط به این شاخه، نیاز به کاهش ویژگی چه به‌صورت گزینشی و چه ترکیبی بوده است. به‌طوراساسی دلیل استفاده از روش‌های کاهش ابعاد ویژگی به این جهت است که برنامه پردازش‌گر و یا ابزارهای سخت‌افزاری و نرم‌افزاری (به‌خصوص در سامانه‌های بلندرنگ که ابتدا سرعت اخذ سیگنال از طریق لایه فیزیکی و ذخیره‌سازی و بازیابی داده‌ها و سپس پردازش داده‌ها مطرح است)، توان پردازش ویژگی‌ها با ابعاد بالا را ندارند. در برخی مطالعات با توجه به استخراج ویژگی‌های زیاد از سیگنال، سعی ویژگی پاسخ‌گوی هدف پردازش باشد و بعد از کاهش ابعاد، ویژگی‌هایی در نظر گرفته شود که بعد از تحمیل آنها به طبقه‌بند بیشترین قابلیت تفکیک را ایجاد کنند. کاهش ابعاد ویژگی نه تنها در سامانه‌های بلندرنگ، بلکه در رابطه با سامانه‌های که به‌صورت آفلاین روی سیگنال‌های اخذشده پردازش انجام می‌دهند نیز اعمال می‌شود و این بستگی به قدرت الگوریتم و سخت‌افزار پردازشی دارد. از دلایلی که می‌توان به عدم استفاده کاهش ابعاد ویژگی در مطالعات اشاره کرد، یکی این است که ابعاد

آنها به اندازه‌ای نبوده که نیاز به این امر باشد و توانسته‌اند با همان ابعاد ویژگی به نتیجه مطلوب برسند، یا اینکه با داشتن ویژگی با ابعاد زیاد، از طبقه‌بندها به‌صورت ترکیبی استفاده کرده‌اند و ویژگی‌ها را دسته‌بندی کرده به هرکدام از طبقه‌بندها تحمیل کرده‌اند و در انتها جهت تصمیم‌گیری نهایی به‌عنوان مثال از ماشین‌همیاری‌کننده استفاده کرده‌اند و از این طریق با داشتن تمام ویژگی‌ها توانسته‌اند الگوریتم خود را بهبود بخشیده و به نتایج مطلوب‌تری برسند.

همان‌طور که در جدول مشخص است، طبقه‌بندی مبتنی بر ماشین‌های بردار پشتیبان با توجه به شکل (۷)، بیشترین کاربرد را در بین طبقه‌بندها در کل مقالات داشته است. این طبقه‌بند در سه زمینه بررسی احساس، پزشکی و BCI به‌طور مجزا در بین دسته مقالات خودشان نیز بیشترین کاربرد را دارند. و از بین این بخش‌ها طبقه‌بند (SVM)، در زمینه بررسی احساس توانسته بالاترین درصد فراوانی را به اندازه (۳۷/۵ درصد) نسبت به سایر انواع پژوهش‌ها داشته باشد. از طرفی دیگر به‌عنوان مثال در حیطه پزشکی از طبقه‌بند بیزین استفاده نشده است و از طبقه‌بند (SVM) و طبقه‌بند بر پایه شبکه‌های عصبی به اندازه (۱۴/۸ درصد) استفاده شده و مابقی طبقه‌بند های مذکور بین (۰ تا ۱۴/۸ درصد) کاربرد داشته‌اند. و از بین آنها این طبقه‌بند (SVM) در زمینه بررسی احساس توانسته بالاترین درصد فراوانی را نسبت به سایر انواع پژوهش‌ها داشته باشد. همان‌طور که گفته شد در برخی مطالعات از چندین طبقه‌بندی‌کننده، چه به‌صورت مجزا و چه ترکیبی استفاده شده است و هر کدام با توجه به اعتبارسنجی نتایج برای تفکیک بیشتر ویژگی‌ها و طبقه‌های تعریف‌شده در مطالعه، کاربرد داشته‌اند.

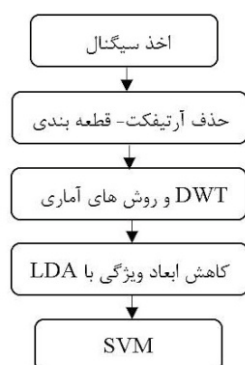
۸- پژوهش در زمینه پزشکی

هدف این بخش از مطالعه، فعالیت در زمینه پزشکی و تشخیص سیگنال‌های سوژه‌های سالم و بیمار با اختلال اضطراب و افسردگی با توجه به روش‌های مطرح‌شده در هریک از بخش‌های پردازش سیگنال مغز، در نظر گرفته شد.

۸-۱- داده‌های استفاده‌شده

در این مطالعه از پنجاه سوژه، بیست و پنج سالم و بیست و پنج بیمار با اختلال اضطراب و افسردگی برچسب‌گذاری شده بر اساس آزمون‌های بالینی و روان‌شناسی DSM-IV، در کلینیک روان‌پزشکی و روان‌شناسی طلوع واقع در شهر

کمترین درصد خطای مجذور میانگین MSE^۱، توانست بهترین قابلیت تفکیک را به اندازه ۹۷ درصد، بین دو طبقه سالم و بیمار ایجاد کند. در ادامه می‌توان گفت که دقت در نمونه‌های انتخاب‌شده با توجه به معیارهای بالینی اولیه برای وارد کردن نمونه‌ها در آزمایش و انتخاب ویژگی‌های دیگر، طوری که بدون نیاز به تغییر ابعاد ویژگی، قابلیت تفکیک بالایی به ما بدهند و نیز استفاده از طبقه‌بندی‌کننده‌های دیگر با توجه به ویژگی‌های بهینه، می‌توانند از مواردی باشند که صحت اعتبار تشخیص را بالا برده و معتبر سازند.



(شکل - ۱۳) : روش (های) استفاده‌شده در هر مرحله از پردازش

سیگنال مغز در تشخیص اضطراب و افسردگی
(Figure- 13): Applied techniques in each step of brain signal processing in anxiety and depression recognizing

۹- نتیجه‌گیری

در این مطالعه هشتاد مقاله پژوهشی که توسط پژوهشگران ایرانی در زمینه پردازش سیگنال مغز انجام شده است، از پایگاه‌های علمی داخلی و خارجی گردآوری شده و تحت پنج نوع پژوهش مشخص بررسی احساس، فعالیت روی آرتیفکت‌ها، ارتباط مغز با رایانه (BCI)، زمینه پزشکی و نیز فعالیت در زمینه پتانسیل‌های وابسته به رخداد (ERP)؛ بر اساس روال آزمایشی مختلف در اخذ سیگنال؛ دسته‌بندی شدند. در این راستا مشخص شد که فعالیت در حوزه‌های پزشکی و سپس BCI، بیشترین توجه را در بین پژوهشگران داشته است. نشان داده شد که در مجموع روش استخراج ویژگی بر مبنای روش‌های آماری، کاهش ویژگی به‌صورت گزینشی و طبقه‌بندی بر پایه ماشین‌های بردار پشتیبان (SVM) و نیز نمونه‌گیری‌شده از ناحیه مرکزی (سنترال) سطح مجمله، بیشترین کاربرد را داشته است. همچنین مشخص شد که هر یک از این نتایج پرکاربرد، مربوط به کدام نوع فعالیت بوده است (نمونه برداری از ناحیه مرکزی

رشت، نمونه‌برداری صورت گرفت. تمامی سوژه‌ها (مرد و زن) در دامنه سنی ۲۲ تا ۴۵ سال بوده و سیگنال مغزی آنها از ۱۲ کانال مختلف با نرخ ۱۲۵ هرتز و دقت ۱۶ بیتی و در نظر گرفتن پالایه میان‌گذر و حذف نوفه برق شهر، از ناحیه فرونتال، سنترال، پری‌تال و ناحیه اکسیپیتال، توسط دستگاه scan-LT از شرکت Compumedics و کلاه مخصوص EEG بر اساس استاندارد ۲۰-۱۰، تحت شرایط یکسان اخذ و ثبت شد.

۸-۲- تشخیص اختلال اضطراب و افسردگی

به‌منظور بازیافت سیگنال‌های ثبت‌شده از جعبه‌ابزار EEGLAB در محیط MATLAB2013 استفاده شد. پس از بازیافت سیگنال‌های ذخیره‌شده، در مرحله پیش‌پردازش آرتیفکت‌های ایجادشده روی سیگنال‌ها حذف شد و سیگنال در سری‌های زمانی مشخصی قطعه‌بندی شد. به‌منظور استخراج ویژگی با توجه به دانش فرد خبره (پزشک مربوطه)، تغییرات نواحی فرونتال نسبت به سایر نواحی برای سوژه‌های سالم و بیمار مورد بررسی قرار گرفت. ویولت گسسته روی هر دوازده کانال از تمامی قطعات سیگنال، تحت یک تا سه سطح تجزیه اعمال و با میانگین‌گیری از ضرایب تقریب کانال‌های نواحی فرونتال و سایر نواحی (به‌صورت مجزا)، یک نماینده از ناحیه فرونتال و یک نماینده از سایر نواحی در نظر گرفته شد (با این کار نوعی کاهش در تعداد کانال‌ها خواهیم داشت). ویژگی‌های آماری میانگین، واریانس، کمینه و بیشینه برای هر قطعه (و برای هر نماینده)، محاسبه شده و نسبت این ویژگی‌های آماری مستخرج از نماینده فرونتال و نماینده سایر نواحی (برای هر الگو)، با چهار خروجی برای هر الگو، به‌عنوان ویژگی در نظر گرفته شد. فضای ویژگی توسط آنالیز تفکیک خطی (LDA) از چهار بعد به دو بعد ویژگی به‌منظور تفکیک بهتر، برده شد و دو ویژگی نخست مؤثر در تفکیک، با در نظر گرفتن k-Fold Cross Validation و $k=10$ ، به طبقه‌بند SVM داده شد. شکل (۱۳) هر یک از روش‌های استفاده‌شده در هر مرحله از پردازش سیگنال مغز را نشان می‌دهد.

۸-۳- نتایج

در نتیجه آزمایش، ویولت گسسته در سطح نخست تجزیه با پارامترهای $C=10$ و $0.3 < \sigma < 0.6$ در طبقه‌بند SVM، با

¹ Mean Square Error (MSE)

(سنترال) در بخش اخذ سیگنال در زمینه پزشکی، روش آماری جهت استخراج ویژگی در پژوهش‌های مربوط به ERP، کاهش ویژگی به روش گزینشی در ERP و همچنین روش SVM جهت طبقه‌بندی ویژگی‌های مستخرج در بررسی احساس).

در بخش اخذ سیگنال در برخی از مطالعات از چندین ناحیه برای نمونه‌برداری از سطح مجسمه استفاده شده است و در هر یک از حوزه‌های مختلف فعالیت، نواحی خاصی جهت نمونه‌برداری مورد توجه قرار گرفته است. (در زمینه بررسی احساس از ناحیه فرونتال، در زمینه شناخت و حذف آرتیفکت از ناحیه اکسیپیتال و فرونتال، در زمینه BCI از ناحیه سنترال، در حوزه پزشکی از ناحیه فرونتال و سنترال و در پژوهش‌های مرتبط با ERP از ناحیه پری‌تال بیشترین نمونه‌برداری صورت گرفته است.) و همچنین مشخص شد که در هریک از انواع پژوهش‌های قیدشده، کدام یک از روش‌های استخراج و کاهش ویژگی و طبقه‌بندی‌کننده‌ها بیشترین استفاده را داشته‌اند.

در مرحله استخراج ویژگی در بررسی احساس از روش‌های آشوبی، در زمینه شناخت و حذف آرتیفکت از روش‌های آماری و پارامتری و مبتنی بر تبدیل‌های فرکانسی یا زمان-فرکانس، در حوزه BCI از روش‌های مبتنی بر انرژی باندهای فرکانسی، در بخش پزشکی از روش‌های آماری و مبتنی بر انرژی باندهای فرکانسی و تبدیل‌های فرکانسی یا زمان-فرکانس و در ERP از روش آماری بیشترین استفاده صورت گرفته است.

در مرحله کاهش ویژگی در بررسی احساس کاهش ابعاد ویژگی به صورت گزینشی، در زمینه شناخت و حذف آرتیفکت از روش ترکیبی و گزینشی به اندازه یکسان، در حوزه BCI از روش ترکیبی، در حوزه پزشکی از روش گزینشی و در پژوهش‌های مربوط به ERP از روش گزینشی بیشترین استفاده صورت گرفته است.

جهت طبقه‌بندی ویژگی‌ها در زمینه بررسی احساس از طبقه‌بند SVM و LDA، در حیطه شناخت و حذف آرتیفکت از طبقه‌بند LDA و طبقه‌بندی‌کننده بر پایه شبکه‌های فازی-عصبی، در حوزه BCI از SVM، در بخش پزشکی از SVM و طبقه‌بندی‌کننده بر مبنای شبکه‌های عصبی و در فعالیت‌های مرتبط با ERP از LDA و طبقه‌بندی‌کننده بر پایه شبکه‌های فازی-عصبی بیشترین استفاده صورت گرفته است.

نکته حائز اهمیت در بخش اخذ سیگنال جایگاه کانال‌ها بر اساس استانداردها است. به این صورت که با توجه به مرجع در نمونه‌برداری‌ها، جایگاه هر یک از کانال‌ها اهمیت پیدا می‌کند و با تغییر میلی‌متری آنها احتمال بالابودن کیفیت نمونه‌برداری پایین می‌آید. می‌توان به این مورد اشاره کرد که در برخی از مطالعات که از دادگان به اشتراک گذاشته استاندارد پیروی نکرده و نمونه‌برداری توسط گروه پژوهشی صورت گرفته است، مشخص نشده است که از چه استاندارد و از چه پالایندهای با چه دقتی جهت نمونه‌برداری از سطح مجسمه، اخذ و پیش‌پردازش را انجام داده‌اند. در این راستا می‌توان روی صحت نتایج حاصله از مطالعات بررسی‌شده، دقت داشت و همین نکته یکی از محدودیت‌های مطالعه در نظر گرفته شده است؛ به این ترتیب که در برخی مطالعات علاوه بر موارد ذکرشده، مشخص نشده که شرایط و محیط آزمایشگاهی برای اخذ سیگنال، جهت صحت اعتبار نتایج حاصله، با چه استاندارد بوده است. بنابراین در بخش اخذ سیگنال و پیش‌پردازش تنها به بررسی کانال‌های استفاده‌شده در مطالعات پرداخته شد. از طرفی می‌توان به مشخص نبودن استاندارد استفاده‌شده در بخش اخذ سیگنال، در بسیاری از مطالعات، اشاره کرد. برخی مطالعات از استاندارد ۱۰-۱۰ و برخی از استاندارد ۲۰-۱۰ جهت نمونه‌برداری استفاده کرده‌اند و از آنجاکه بیش‌تر مطالعات از استاندارد ۲۰-۱۰ استفاده کرده‌اند، تمام مطالعات را تحت پوشش این استاندارد قرار داده و بررسی‌ها انجام شد و مطالعاتی را که از پایین بالای چشم نمونه‌برداری انجام داده‌اند، در ناحیه فرونتال قرار داده شد. در ادامه در برخی مطالعات علاوه بر فعالیت در بخش پیش‌پردازش روی سایر بخش‌های پردازشی نیز فعالیت انجام دادند که آن بخش‌ها در مطالعه تحت بررسی قرار گرفته‌اند. در ادامه بر اساس این مرور مقالات انجام‌شده و فراوانی روش‌های استفاده‌شده در هر یک از مراحل پردازش سیگنال مغزی در زمینه پزشکی و تشخیص اختلال، پژوهشی با اخذ سیگنال بر اساس استاندارد قیدشده از پنجاه سوژه (بیست و پنج سوژه بیمار و بیست و پنج سوژه سالم) صورت گرفت که دقت ۹۷ درصد حاصل شد.

با توجه به بررسی‌های انجام‌شده مشخص شد که فعالیت‌های انجام‌شده در زمینه پردازش سیگنال مغزی در کشورهای دیگر در بخش‌هایی مانند تشخیص و پیش‌بینی بیماری، تشخیص رفتار، انواع بازی‌ها، بازی‌ها بر مبنای حرکت، بازی‌های فکری، انواع نگاشت، بحث تنها بر پایه BCI و فعالیت در بخش سخت‌افزار و رباتیک، بیوفیدبک انجام

ویولت. چهارمین کنفرانس مهندسی برق و الکترونیک ایران، دانشگاه آزاد اسلامی واحد گناباد. ۱۳۹۱.

[۱۴] ذ. صابری مبارکه، ج. میروزی. بهبود طبقه‌بندی فعالیت های ذهنی در سیستم های رابط مغز - رایانه با استفاده از الگوریتم بهینه سازی ازدحام ذرات مبتنی بر توپولوژی حلقوی. همایش ملی مهندسی کامپیوتر و توسعه پایدار با محوریت شبکه های کامپیوتری، مدل سازی و امنیت سیستمها، موسسه آموزش عالی خاوران. ۱۳۹۲.

[۱۵] ر. محمدی، ع. محلوچی فر. تعیین خودکار پارامترهای پس پردازش در طراحی سوئیچ مغزی آسنکرون مبتنی بر حرکت پا. بیستمین کنفرانس مهندسی برق ایران، دانشگاه تهران. ۱۳۹۱.

[۱۶] م. پرستار فیض آبادی، م. یزدچی و همکاران. تحلیل غیر خطی سیگنال مغزی کودکان مبتلا به نوشتار پریشی در حین و بعد از مهارت نوشتن جهت فهم بهتر عملکرد مغزی. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۳۲ (۲۸۳). ۱۳۹۳.

[۱۷] س. ع. حسینی، م. خلیل زاده همکاران. آشکارسازی فشار هیجانی به کمک ویژگی های غیرخطی و طیف مرتبه بالای سیگنال مغزی. مجله مهندسی برق دانشگاه تبریز ۳۹ (۲): ۱۴-۲۵. ۱۳۸۸.

[۱۸] ع. راستجو اردکانی، ج. عرب علی بیک. ارزیابی عملکرد مدل پنهان مارکوف برای آشکارسازی مولفه P300 در سیستم های رابط مغز و کامپیوتر. مجله فیزیک پزشکی ایران ۵ (۲): ۲۵-۳۸. ۱۳۸۷.

[۱۹] غ. چمن آباد. ارزیابی تغییرات سیگنال های مغزی در اختلال اضطراب فراگیر (Generalized Anxiety Disorder). مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر. ۲۰۱۲.

[۲۰] س. رضانی، ز. سیدصالحی و همکاران. استخراج ویژگی از پتانسیل های وابسته به رخداد با استفاده از تبدیل موجک پیوسته و آزمون t. پانزدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، انجمن مهندسی پزشکی ایران. ۱۳۸۷.

[۲۱] ا. ویسی، ع. کریم پور و همکاران. معرفی معیاری جدید برای تشخیص صرع در سیگنال های الکتروانسفالوگرام نویزی و کوتاه مدت بر اساس تحلیل الگوهای ترتیبی. مجله فیزیک پزشکی ایران ۷ (۱): ۷۹-۹۲. ۲۰۱۰.

[۲۲] ع. اسلامی، ج. دهقانی و همکاران. پیاده سازی یک سامانه BCI برای تصور دو حرکت دست چپ و راست.

شده است که در ایران کمتر مورد توجه قرار گرفته‌اند و می‌تواند به‌عنوان فعالیت‌های آتی در نظر گرفته شوند. از طرف دیگر مشخص شد که یک مجموعه داده مناسب و استاندارد که پژوهشگران بتوانند در یک زمینه کاربردی خاص از آن استفاده کنند، وجود ندارد و فعالیت به‌منظور تهیه یک پایگاه داده مناسب نیز می‌تواند گزینه دیگری برای پژوهش‌های آتی باشد. کار بر روی یک اختلال خاص در زمینه پزشکی که بتوان از آن به‌عنوان یک معیار سنجش و مرجع برای کمک به روال درمانی استفاده کرد و همچنین طراحی و پیاده‌سازی واسط‌های مختلف نرم‌افزاری و سخت‌افزاری در زمینه ارتباط مغز با رایانه، می‌تواند از پژوهش‌های پیش رو باشند.

۱۰- مراجع فارسی

[۵] س. خوش ضمیر، ع. رجائیان. معرفی پایگاه داده:

کنترل هوشمند بازو با استفاده از سیگنال‌های مغزی. دوازدهمین کنفرانس ملی سیستم‌های هوشمند، انجمن سیستم‌های هوشمند ایران. ۱۳۹۲.

[۶] ر. خاتمی، ع. احمدی فرد. طبقه‌بندی تصور حرکتی چهار کلاسه با استفاده از بهینه‌سازی فیلترهای فضایی-فرکانسی. هشتمین کنفرانس ماشین بینایی و پردازش تصویر، دانشگاه زنجان. ۱۳۹۲.

[۷] اربابی ا. بررسی وابستگی بررسی وابستگی میان ویژگی‌های موثر بکار رفته در روش‌های مختلف طبقه‌بندی سیگنال‌های مغزی در BCI. دانشگاه شریف. ۱۳۸۴.

[۱۰] ف. شائق بروجنی، ع. عرفانیان امیدوار. حذف برخط آرتیفکت پلک زدن از سیگنال های مغزی در سیستم های ارتباطی مغز با کامپیوتر با استفاده از تحلیل وفقی مولفه های مستقل. نشریه مهندسی برق مهندسی کامپیوتر ایران ۷ (۳): ۱۹۹-۲۱۰. ۱۳۸۸.

[۱۱] ف. حمزه لو، ا. عرفانیان. تشخیص میزان پیچیدگی فعالیت های ذهنی به وسیله سیگنال‌های مغزی با استفاده از شبکه های عصبی. دانشکده فنی دانشگاه تبریز. ۱۳۸۱.

[۱۲] س. نوشادی، ج. ابوطالبی و همکاران. استفاده از فیلتر وفقی در حذف آرتیفکت EOG از سیگنال EEG مربوط به فعالیت های ذهنی. هفدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، انجمن مهندسی پزشکی ایران. ۱۳۸۹.

[۱۳] ص. لشگری، م. خلیل زاده. نمره بندی آرتیفکت های چشمی و عضلانی سیگنال EEG با استفاده از تبدیل

- [۳۴] ع. اسلامی، ح. دهقانی و همکاران. کاهش بعد به روش FLD در سیستم های واسطه مغز کامپیوتر. *شانزدهمین کنفرانس دانشجویی مهندسی برق ایران، سازمان علمی دانشجویی مهندسی برق کشور*. ۱۳۹۲.
- [۳۵] ر. سبحانی جنبه سرائی، م. ر. دلیری و همکاران. ترکیب بردارهای ویژگی برای افزایش کارایی یک سیستم ارتباط مغز-رایانه. *همایش ملی پژوهشهای کاربردی در علوم و مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تاکستان*. ۱۳۹۲.
- [۳۷] و. ابوطالبی، م. صادقی و همکاران. انتخاب یک فضای ویژگی بهینه در تفکیک فعالیت های ذهنی بر پایه الگوریتم EMD. *مجله دانشکده پزشکی اصفهان* ۲۹(۱۷۴). ۱۳۹۰.
- [۳۸] ن. بخشنده باورساد، ع. عصاره و همکاران. استفاده از دسته بندی کننده ترکیبی برای تفکیک سیگنالهای الکتروانسفالوگرام مربوط به پنج فعالیت ذهنی. *اولین همایش ملی رویکردهای نوین در مهندسی کامپیوتر و بازیابی اطلاعات، دانشگاه آزاد اسلامی واحد رودسر و املش*. ۱۳۹۲.
- [۳۹] ن. بخشنده باورساد، ع. عصاره و همکاران. پیش پردازش و دسته بندی سیگنال های مغزی با استفاده از روشهای یادگیری ماشین. *پنجمین کنفرانس ملی مهندسی برق و الکترونیک ایران، دانشگاه آزاد اسلامی واحد گناباد*. ۱۳۹۲.
- [۴۰] ر. محمدی، ع. محلوجی فر. استفاده از سیگنال EEG تک کانال به منظور آشکارسازی حرکت پا در سیستم واسط مغز- رایانه کاربرفرما. *هجدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، انجمن مهندسی پزشکی ایران*. ۱۳۹۰.
- [۴۱] م. شهاب شهوازیان، و. ابوطالبی و همکاران. استفاده از ترکیب ویژگی های مختلف سیگنال EEG تک کاناله به منظور تأیید هویت. *هجدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، انجمن مهندسی پزشکی ایران*. ۱۳۹۰.
- [۴۲] ا. جهانتاب، م. خلیل زاده و همکاران. ارتباط مغز کامپیوتر (BCI) با استفاده از مؤلفه های شناختی ERP. *یازدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، انجمن مهندسی پزشکی ایران*. ۱۳۸۲.
- [۴۳] پ. اسکندری، ع. عرفانیان امیدوار. بررسی اثر مراقبه در کارایی سیستم های واسط مغز با کامپیوتر. *شانزدهمین کنفرانس مهندسی برق ایران، دانشگاه تربیت مدرس*. ۱۳۸۷.
- [۴۴] ف. خیری، س. حسینی. مقایسه و شبیه سازی سیستم تعیین هوشمند Bipolar Disorder توسط EEG. *دومین شانزدهمین کنفرانس دانشجویی مهندسی برق ایران، سازمان علمی دانشجویی مهندسی برق کشور*. ۱۳۹۲.
- [۲۳] س. آموزگار، م. پویان و همکاران. استفاده از شبکه های تجمیع خبرگان به منظور طبقه بندی سیگنال مغزی افراد سالم و بیماران صرعی. *نشریه سیستم های هوشمند در مهندسی برق* ۴(۱): ۸-۱۳۹۲.
- [۲۴] ا. ح. مهرنام، ع. مطیع نصرآبادی و همکاران. بازشناسی دانش فرد خطاکار به کمک سیگنال های تک ثبت مغزی، مبتنی بر روش غیرخطی منحنی های بازگشتی. *دو فصل نامه پردازش علائم و داده ها (۲): ۳۷-۴۸*. ۱۳۹۱.
- [۲۵] س. ع. حسینی، م. خلیل زاده و همکاران. داده کاوی سیگنالهای سایکوفیزیولوژیکی و مغزی به منظور ارزیابی استرس هیجانی. ۲۰۰۹.
- [۲۶] م. وطن خواه، م. ر. اکبرزاده توتونچی و همکاران. اندازه گیری سطح درد با استفاده از سیگنال های مغزی. *Journal of Mathematics*. ۲۰۱۰.
- [۲۷] ا. ایل بیگی، م. یزدچی. بازشناسی حالت های مختلف احساسی با استفاده از سیگنال EEG. *بیستمین کنفرانس مهندسی برق ایران، دانشگاه تهران*. ۱۳۹۱.
- [۲۸] ع. ا. کیخا جوان، ج. شیرازی. تشخیص احساسات بر مبنای سیگنالهای مغزی با استفاده از تبدیل موجک و روش دسته بندی SVM. *پنجمین کنفرانس ملی مهندسی برق و الکترونیک ایران، دانشگاه آزاد اسلامی واحد گناباد*. ۱۳۹۲.
- [۲۹] حسینی س. طبقه بندی هیجانات به کمک تحلیل طیف مرتبه بالای سیگنال مغزی. *مجله تازه های علوم شناختی* ۱۴(۲): ۲۳-۳۴. ۲۰۱۲.
- [۳۰] ا. ایل بیگی، م. ر. یزدچی و همکاران. بهبود تشخیص خودکار احساسات با استفاده از سیگنال EEG. *دو فصل نامه پردازش علائم و داده ها (۲): ۲۱-۳۴*. ۱۳۹۲.
- [۳۱] ن. حافظی مطلق، م. خلیل زاده و همکاران. حذف آرتیفکت پلک زدن از سیگنال EEG: مقایسه الگوریتم PCA و فیلتر تطبیقی. *پانزدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، انجمن مهندسی پزشکی ایران*. ۱۳۸۷.
- [۳۳] ع. میرجلیلی، و. ابوطالبی و همکاران. بهبود کارایی طبقه بندی کننده تنک در سیستم های واسط مغز - کامپیوتر با استفاده از الگوریتم الگوهای مکانی مشترک. *دومین کنفرانس بیوالکترومغناطیس ایران، انجمن مهندسی پزشکی ایران*. ۱۳۹۲.

بالا. نهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، انجمن مهندسی پزشکی ایران. ۱۳۸۷.

[۵۶] ع. گشوارپور، س. راحتی قوچانی و همکاران. ارزیابی دینامیک های غیرخطی سیگنال الکتروانسفالوگرام در هنگام مدیتیشن. نشریه فنی و مهندسی ۳(۱): ۱۰۱-۱۱۲. ۱۳۸۸.

[۵۸] ف. خیری، س. حسینی. طبقه‌بندی سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام براساس شبکه عصبی شعاع مبنا (RBF). دومین کنفرانس ملی ایده های نو در مهندسی برق، دانشگاه آزاد اسلامی واحد خوراسگان. ۱۳۹۲.

[۶۱] س. شفیعی دارابی، س. فیروزآبادی و همکاران. اثر تشدید ناشی از تابش موضعی میدان مغناطیسی کم شدت با فرکانس بسیار پایین بر سیگنال های مغزی: کارآزمایی بالینی تصادفی شده. مجله دانشگاه علوم پزشکی قم ۵(۱): ۵۳-۶۰. ۱۳۹۰.

[۶۲] س. برجسته، ح. نویدی و همکاران. ارزیابی حساسیت و ویژگی نمای مقیاس بندی نوامغزی در تشخیص سگته مغزی. نشریه پژوهش در پزشکی ۳۶ (۲): ۸۲-۱۳۹۱، ۸۸.

[۶۳] رضایا، ع. مطیع نصرآبادی و همکاران. طبقه‌بندی اثرات قدیم/جدید در فرآیند بازیابی حافظه با استفاده از ماشین همیار: بررسی پتانسیل های وابسته به رخداد مغزی. پانزدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، انجمن مهندسی پزشکی ایران. ۱۳۸۷.

[۶۴] س. ز. سیدصالحی، ع. مطیع نصرآبادی و همکاران. به کارگیری تحلیل زمان-فرکانس و ماشین همیار درتشخیص خودکار مولفه P300 جهت ارتباط مغز با رایانه. دو فصل نامه پردازش علائم و داده‌ها ۲(۲): ۵۷-۷۰، ۱۳۸۷.

[۶۵] ب. پرسه، ا. شرافت. استخراج پتانسیل برانگیخته بینایی با استفاده از ترکیب تبدیل موجک گسسته و ICA مقید در P300Speller. شانزدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، انجمن مهندسی پزشکی ایران. ۱۳۸۸.

[۶۷] ن. طالبی، ع. مطیع نصرآبادی. به کارگیری روش غیرخطی منحنی بازگشتی برای شناسایی مولفه های حافظه ای بر مبنای تک ثبت. دو فصل نامه پردازش علائم و داده‌ها ۲(۲): ۳۹-۵۲، ۱۳۸۸.

[۶۸] و. ابوطالبی، م. مرادی و همکاران. دروغ سنجی با استفاده از مؤلفه های شناختی سیگنال مغز. دوازدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، انجمن مهندسی پزشکی ایران. ۱۳۸۴.

کنفرانس ملی ایده های نو در مهندسی برق، دانشگاه آزاد اسلامی واحد خوراسگان. ۱۳۹۲.

[۴۶] ز. امینی، ح. ربانی. تشخیص تشنج در کودکان مبتنی بر مدل سازی الکتروانسفالوگرافی با مدل فرآیند گوسی. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۳۱(۲۴۳): ۹۸۵-۹۹۶. ۲۰۱۳.

[۴۷] م. عرب، ا. صورتگر و همکاران. پردازش سیگنال‌های الکتروانسفالوگرافی به منظور تشخیص انواع تشنجات صرعی پتی مال وگراندمال با استفاده از شبکه‌های عصبی مصنوعی. مجله دانشگاه علوم پزشکی اراک ۱۱(۳): ۸۹-۹۷. ۲۰۰۸.

[۴۸] م. تقوی کن، ج. امیر همایون و همکاران. طبقه‌بندی پتانسیل های عمل نرونی با استفاده از شبکه های عصبی شعاعی. مجله دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران. ۱۳۸۹.

[۴۹] و. ابوطالبی، م. شمس‌الهی. تجزیه و تحلیل سیگنال EEG با استفاده از طیف‌های زمان - فرکانس مرتبه بالا. یازدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، انجمن مهندسی پزشکی ایران. ۱۳۸۲.

[۵۰] ا. مزروعی راد، ج. شیرازی و همکاران. استفاده از هم بستگی متقابل در ماشینهای بردار پشتیبان برای دسته‌بندی سیگنال مغزی. چهارمین کنفرانس مهندسی برق و الکترونیک ایران، دانشگاه آزاد اسلامی واحد گناباد. ۱۳۹۱.

[۵۱] م. توحیدی پور، ا. صورتگر و همکاران. طراحی سیستم تشخیص صرع کانونی با استفاده از نگاشت مغز، تکنیک‌های پردازش تصویر و شبکه‌های عصبی مصنوعی. مجله دانشگاه علوم پزشکی اراک ۱۱(۱): ۲۴-۳۳. ۲۰۱۳.

[۵۲] م. اسماعیل پور، ا. نومی گلزار و همکاران. تحلیل سیگنالهای الکتروانسفالوگرافی برای تشخیص بیماری صرع با استفاده از شبکه های عصبی مصنوعی. همایش ملی پژوهشهای کاربردی در علوم و مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تاکستان. ۱۳۹۲.

[۵۳] ع. مهری دهنوی، ر. امیرفتاحی و همکاران. ارتباط بین سطح هشیاری و فعالیت الکتریکی سلول های مغزی در بیماران تحت جراحی تعویض دریچه آئورت. مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی گرگان ۱۰(۲): ۴۴-۴۹. ۱۳۸۷.

[۵۴] ت. ذوقی، ر. بوستانی. ارائه روشهایی جدید برای تعیین عمق بیهوشی. نشریه کنترل ۴(۴): ۳۹. ۱۳۸۹.

[۵۵] و. ابوطالبی، م. خلیل‌زاده و همکاران. بررسی تأثیر هیپنوتیزم بر روی EEG با استفاده از طیف های مرتبه

نشریه مهندسی برق و الکترونیک / ایران ۱(۳): ۳۳-۴۳.
۱۳۸۳.

[۸۰] ز. امینی، و. ابوطالبی و همکاران. ارزیابی و مقایسه روش‌های الگوهای مکانی مشترک و قطعه بندی هوشمند در آشکارسازی مولفه P300. نشریه سیستم‌های هوشمند در مهندسی برق ۲(۲): ۳۷-۵۴. ۱۳۹۰.

10-Reference

- [1] B. Graimann, B. Allison, et al. Brain- Computer Interfaces, Revolutionizing Human Computr Interraction, 2010.
- [2] S. V. Hiremath, W. Chen, et al. Brain Computer Interface Learning for Systems Based on Electrocorcicography and Intracortical Microelectrode Arrays. *Frontiers in Integrative Neuroscience: Review* 9(40), 2015.
- [3] A. Bashashati, M. Fatourech, et al. A Survey of Signal Processing Algorithms in Brain-Computer Interfaces Based on Electrical Brain Signals. *Journal of Neural engineering* 4(2): R32, 2007.
- [4] S. R. Kheradpisheh, A. Nowzari-Dalini, et al. An Evidence-Based Combining Classifier for Brain Signal Analysis. *PLoS ONE* 9(1), 2014.
- [5] S. Khosh Zamir, A. Rajaeian, et al. Database Introduction: Intelligent Arm Control Using Brain Signals. *12th Iranian Conference on Intelligent Systems. Intelligent Systems Scientific Society of Iran (ISSSI)*, 2013.
- [6] R. Khatami, A. Ahmadi Fard. Classification of Four-Category Movement Visualization Using Spatial-Frequency Filters Optimization. *8th Conference on Machine Vision and Image Processing. University of Zanjan*, 2013.
- [7] A. Arbabi. A Correlation Analysis of Effective Features in Brain Signal Classification Methods in BCI. *Sharif University of Technology*, 2005.
- [8] M. Azarnoosh, A. Motie Nasrabadi, et al. Investigation of Mental Fatigue Through EEG Signal Processing Based on Nonlinear Analysis: Symbolic dynamics. *Chaos, Solitons & Fractals* 44(12): 1054-1062, 2011.
- [9] D. Fattahi, B. Nasihatkon, et al. A General Framework to Estimate Spatial and Spatio-Spectral Filters for EEG Signal Classification. *Neurocomputing* 119: 165-174, 2013.

[۶۹] و. ابوطالبی، م. مرادی و همکاران. استفاده از استراتژی یادگیری مدولار به منظور تشخیص مولفه های شناختی درسیگنالهای مغزی. یازدهمین کنفرانس مهندسی برق، دانشگاه شیراز. ۱۳۸۲.

[۷۰] ا. ابراهیمزاده، س. علوی و همکاران. طراحی و پیاده سازی سیستم دروغ سنجی مبتنی بر سیگنال الکتروانسفالوگرافی (EEG). مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی ارتش-بهار ۱۳۹۲. ۲۰۱۱.

[۷۱] ا. محمدیان، و. ابوطالبی. طبقه بندی تک ثبت سیگنال های ERP به منظور آشکارسازی تحریک هدف. دو فصل نامه پردازش علائم و داده ها (۱): ۳-۱۳۸۷. ۱۲.

[۷۲] م. عبدالصالحی، م. خلیل زاده و همکاران. تشخیص و بررسی کاهش دامنه P300 در پتانسیل های وابسته به رویداد شنوایی تک ثبت با استفاده از الگوریتم ژنتیک و طبقه بندی کننده شبکه عصبی. دو فصل نامه پردازش علائم و داده ها (۱): ۷۱-۱۳۸۸. ۷۸.

[۷۳] ا. محمدیان، و. ابوطالبی و همکاران. استفاده از زمان پاسخ، مولفه شناختی P300 و تلفیق دو مد به منظور تشخیص «دانش فرد خطاکار». دو فصل نامه پردازش علائم و داده ها (۱): ۲۳-۱۳۸۸. ۳۲.

[۷۴] ا. ابراهیمزاده، س. علوی و همکاران. شناسایی فریب از طریق پردازش سیگنال های مغزی مبتنی بر روش مقایسه همبستگی. مجله علمی پژوهشی پدافند غیرعامل ۱۴(۲): ۵۷-۱۳۹۲. ۶۴.

[۷۵] ا. امیدوارنیا، ف. عطری و همکاران. استفاده از ویژگی های فرکانسی سیگنال EEG در حوزه فرکانس برای طبقه بندی فعالیت های ذهنی خاص. گروه مهندسی برق و کامپیوتر دانشکده فنی دانشگاه تهران. ۲۰۰۴.

[۷۶] م. توتونچیان، ع. عرفانیان امیدوار. اثر تمرینات ذهنی و بیوفیدبک بر روی سیگنال های مغزی در هنگام تصور حرکت دست با استفاده از آنالیز بای اسپکتروم به روش بازگشتی مرتبه سه. دوازدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، انجمن مهندسی پزشکی ایران. ۱۳۸۴.

[۷۷] ز. خلیلی، م. ج. مرادی. طبقه بندی احساس افراد با استفاده از سیگنال های مغزی و محیطی. دو فصل نامه پردازش علائم و داده ها (۱): ۳۳-۱۳۸۸. ۵۲.

[۷۸] ع. عرفانیان امیدوار، ع. عرفانی. تشخیص الگوهای EEG در هنگام تصور حرکت دست با استفاده از یک طبقه بندی کننده مبتنی بر تجزیه و تحلیل مؤلفه های مستقل.

- Engineering, Amir Kabir University of Technology, 2012.
- [20] S. Rezaei, Z. Seyed Salehi, et al. Event Potential Feature Extraction Using CWT and t -Distribution. *15th Iranian Conference on Biomedical Engineering. Iranian Society for Biomedical Engineering*, 2008.
- [21] A. Veysi, A. Karimpour, et al. Introducing A New Criterion for Diagnosing Epilepsy in Short and Noisy EEG Signals Based on Sequential Pattern Mining. *Iranian Journal of Medical Physics* 7 (1): 79-92, 2010.
- [22] A. Eslami, H. Dehghani, et al. Implementation of Brain-Computer Interface for Visualizing Left and Right Hand Movements. *16th Iranian Student Conference on Electrical Engineering. National Student Scientific Organization of Electrical Engineering*, 2013.
- [23] S. Amoozgar, M. Pouyan, et al, 2013. Using Mixture of Expert Models for Classification of Brain Signals of Healthy and Epileptic Individuals. *The Quarterly Journal of Intelligent Systems in Electrical Engineering* 4 (1): 1-8.
- [24] A. H. Mehrnam, A. Motie Nasrabadi, et al. Guilty Knowledge Test Using Single-Registration Brain Signals, Based on Nonlinear Recurrence Plot Analysis. *A Bi-Quarterly Journal of Signal and Data Processing* (2): 37-48, 2012.
- [25] S. M. Hosseini, M. Khalil Zadeh, et al. Data mining of Psychophysiological and Brain Signals for The Assessment of Emotional Stress. *Journal of Mathematics*, 2009.
- [26] M. Vatankhah, M. R. Akbarzadeh Tootoonchi, et al. Measuring Pain Intensity Using Brain Signals. *Journal of Mathematics*, 2010.
- [27] A. Il-Beygi, M. Yazdchi. Recognition of Emotional States Using EEG Signals. *20th Iranian Conference on Electrical Engineering. University of Tehran*, 2012.
- [28] A. A. Keykha Javan, J. Shirazi. Detection of Emotions according to Brain Signals Using CWT and SVM Classification *5th Iranian Conference on Electrical & Electronics Engineering. Gonabad Islamic Azad University*, 2013.
- [29] S. Hosseini. Classification of Emotions Using Higher Order Spectral Brain Signal Analysis. *Journal of Advances in Cognitive Science* 14 (2): 23-34, 2012.
- [30] A. Il-Beygi, M. R. Yazdchi, et al. Improving Automatic Detection of Emotions Using EEG
- [10] F. Shaegh Boroojeni, A. Erfanian Omidvar. Online Removal of Blinking Artifacts from Brain Signals in BCIs Using Adaptive Independent Component Analysis. *Iranian Journal of Electrical and Computer Engineering* 7 (3): 199-210, 2009.
- [11] F. Hamzehloo, A. Erfanian. EEG-based Detection of Mental Workload by Using Artificial Neural Networks. *University of Tabriz Faculty of Engineering*, 2002.
- [12] S. Nowshadi, H. Abu-Talebi, et al. Using Adaptive Filter in EOG Artifact Removal from the EEG Signals of Mental Processes. *17th Iranian Conference on Biomedical Engineering. Iranian Society for Biomedical Engineering*, 2010.
- [13] S. Lashgari, M. Khalilzadeh. Grading Eye and Muscular Artifacts of EEG Signals Using Violet Transformation. *4th Iranian Conference on Electrical & Electronics Engineering. Gonabad Islamic Azad University*, 2012.
- [14] Dh. Saberi Mobarakeh, H. Mirvaziri. An Improved Classification of Mental Processes in BCIs Using Particle Swarm Optimization Algorithm On the Basis of Ring Topology National Symposium on Computer Engineering and Sustainable Development: Computer Networks, Modeling, and System Security (CNMSecur). *Khavaran Institute of Higher Education (KHI)*, 2013.
- [15] R. Mohammadi, A. Mahloojifar. Automatic Determination of Post-Processing Parameters in Designing an Asynchronous Brain Switch Based on Foot Movement. *20th Iranian Conference on Electrical Engineering. University of Tehran*, 2012.
- [16] M. Parastar Feyzabadi, M. Yazdchi, et al. Nonlinear Brain Signal Analysis in Dysgraphic Children during and After Writing for a Better Understanding of Mental Processes. *Journal of Isfahan Medical School* 32 (283), ۲۰۱۴.
- [17] S. M. Hosseini, M. Khalil Zadeh, et al. Emotional Stress Detection Using Nonlinear and Higher Order Spectra Features in EEG Signals. *University of Tabriz Journal of Electrical Engineering* 39 (2): 14-25, 2009.
- [18] A. Rastjoo Ardakani, H. Arab Alibeyk. An Evaluation of the Performance of HMM in Detection of P300 Component in BCIs. *Iranian Journal of Medical Physics* 5 (2): 25-38, 2008.
- [19] Gh. Chaman abad. An Evaluation of Brain Signal Variations in Generalized Anxiety Disorder. *Department of Biomedical*

- [41] M. Shahab Shahvazian, V. Abu-Talebi, et al. Person Authentication System Using Feature Level Fusion of a Single Channel EEG Signal. *18th Iranian Conference on Biomedical Engineering. Iranian Society for Biomedical Engineering*, 2011.
- [42] A. Jahantab, M. Khalil Zadeh, et al. BCI Using ERP Cognitive Components. *11th Iranian Conference on Biomedical Engineering. Iranian Society for Biomedical Engineering*, 2003.
- [43] P. Eskandari, A. Erfanian Omidvar. An Analysis of the Effect of Meditation on Brain-Computer Interfaces 16th Iranian Conference on Electrical Engineering. *Tarbiat Modares University*, 2008.
- [44] F. Kheiri, S. Hosseini. A Comparison and Simulation of Bipolar Disorder Intelligent Diagnosis System Using EEG Signals. *2nd National Conference on New Ideas in Electrical Engineering. Khorasgan Islamic Azad University*, 2013.
- [45] B. Mahmoudi, A. Erfanian. Electroencephalogram Based Brain-Computer Interface: Improved Performance by Mental Practice and Concentration Skills. *Medical and Biological Engineering and Computing* 44(11): 959-969, 2006.
- [46] Z. Amini, H. Rabbani. Detecting Seizures in Children on the basis of EEG Modeling Using Gaussian Processes. *Journal of Isfahan Medical School* 31 (243): 985-996, 2013.
- [47] M. Arab, A. Sooratgar, et al. EEG Signal Analysis for Diagnosing Petit Mal (Absence) and Grand Mal Epileptic Seizures Using Artificial Neural Networks. *Arak Medical University Journal* 11 (3): 89-98, 2008.
- [48] M. Taghavi Kani, J. Amir Homayoun, et al. Classification of Neuronal Action Potentials Using RBFN. *Tehran University Medical Journal*, 2010.
- [49] V. Abu-Talebi, M. Shamsollahi. EEG Signal Analysis Using Higher Order Time-Frequency Spectra. *11th Iranian Conference on Biomedical Engineering. Iranian Society for Biomedical Engineering*, 2003.
- [50] A. Mazrouie Rad, J. Shirazi, et al. Using Reciprocal Correlation in Support Vector Machines for Brain Signal Classification. *4th Iranian Conference on Electrical & Electronics Engineering. Gonabad Islamic Azad University*, 2013.
- [51] M. Tohidi Pour, A. Suratgar, et al. Designing a Local Seizure Detection System Using Brain Mapping, Image Processing Techniques, and Signals. *A Bi-Quarterly Journal of Signal and Data Processing* (2): 21-34, 2013.
- [31] N. Hafezi Motlagh, M. Khalil Zadeh, et al. Removing the Winking Artifact from EEG Signals. PCA Algorithm and Adaptive Filters: A Comparison. *15th Iranian Conference on Biomedical Engineering. Iranian Society for Biomedical Engineering*, 2008.
- [32] F. Shayegh, A. Erfanian. Real-Time Ocular Artifacts Suppression from EEG Signals Using an Unsupervised Adaptive Blind Source Separation. *Engineering in Medicine and Biology Society. EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE, IEEE*, 2006.
- [33] A. Mirjalili, V. Abu-Talebi, et al. Improving the Performance of Classifier in BCIs Using Common Spatial Patterns Algorithm. *2nd Iranian Conference on Bio-electromagnetism. Iranian Society for Biomedical Engineering*, 2013.
- [34] A. Eslami, H. Dehghani, et al. Dimension Reduction Using FLD in BCIs. *16th Iranian Student Conference on Electrical Engineering. National Student Scientific Organization of Electrical Engineering*, 2013.
- [35] R. Sobhani, M. R. Daliri, et al. Feature Vectors Combination for Optimization of BCIs National Conference on Applied Researches in Sciences and Engineering. *Takestan Islamic Azad University*, 2013.
- [36] F. Abdollahi, A. Motie-Nasrabadi. Combination of Frequency Bands in EEG for Feature Reduction in Mental Task Classification. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE, IEEE*, 2006.
- [37] V. Abu-Talebi, M. Sadeghi, et al. An Optimum Property Space for Distinguishing Mental Processes Based on EMD Algorithm. *Journal of Isfahan Medical School* 29 (174) , 2011.
- [38] N. Bakhshandeh Bavarsad, A. Osareh, et al. Combined use of Classification to Separate the Electroencephalographic Signals Corresponding to the Five Mental Activity. *The first National Conference on Emerging Trends in Computer Engineering and Data Recovery. Islamic Azad University of Roodsar and Amlash*, 2013.
- [39] N. Bakhshandeh Bavarsad, A. Osareh, et al. Pre-processing and Classification of Brain Signals Using Machine Learning Methods. *5th Iranian Conference on Electrical & Electronics Engineering. Gonabad Islamic Azad University*, 2013.
- [40] R. Mohammadi, A. Mahloojifar. Using Single-Channel EEG Signals for Foot Movement Detection in User-Controlled BCIs. *18th Iranian*

- [62] S. Barjasteh, H. Navidi, et al. Assessing the sensitivity and specificity of EEG Scaling Scheme for the Diagnosis of Brain Strokes. *Journal of Research in Medicine* 36 (2): 82-88, 2012.
- [63] S. Rezania, S. Motie Nasrabadi, et al. Classification of Old/Recent Effects in Memory Retrieval Using Assistive Machine: A Survey of Event Potentials. *15th Iranian Conference on Biomedical Engineering. Iranian Society for Biomedical Engineering*, 2008.
- [64] S. Z. Seyed Salehi, A. Motie Nasrabadi, et al. Using Time-Frequency Analysis and Assistive Machine in the Automatic Detection of P300 Component in BCIs. *A Bi-Quarterly Journal of Signal and Data Processing* (2): 57-70, 2008.
- [65] B. Porseh, A. Sherafat. VEP Extraction Using DWT and Bound ICA Methods in P300-Speller. *16th Iranian Conference on Biomedical Engineering. Iranian Society for Biomedical Engineering*, 2009.
- [66] G. Salimi-Khorshidi, A. M. Nasrabadi, et al. Fusion of Classic P300 Detection Methods' Inferences in a Framework of Fuzzy Labels. *Artificial intelligence in medicine* 44(3): 247-259, 2008.
- [67] N. Talebi, A. Motie Nasrabadi. Using Nonlinear Recurrence Plot Analysis for Detection of Single-Registration Memory Components. *A Bi-Quarterly Journal of Signal and Data Processing* (2): 39-52, 2009.
- [68] V. Abu-Talebi, M. Moradi, et al. Polygraphy (Lie Detection) Using Brain Signal Cognitive Components. *12th Iranian Conference on Biomedical Engineering. Iranian Society for Biomedical Engineering*, 2005.
- [69] V. Abu-Talebi, M. Moradi, et al. Detecting Cognitive Factors in Brain Signals Using Modular Learning Strategy. *11th Iranian Conference on Electrical Engineering. Shiraz University*, 2003.
- [70] A. Ebrahim-Zadeh, S. Alavi, et al. Designing and Implementation of a Lie Detection System (Polygraph) Based on EEG Signals. *Annals of Military and Health Sciences Research*, 2011.
- [71] S. Mohammadian, V. Abu-Talebi. Single-Registration Classification of ERP Signals for Detecting Target Stimulation. *A Bi-Quarterly Journal of Signal and Data Processing* (1): 3-12, 2008.
- [72] M. Abdossalehi, M. Khalilzadeh, et al. Determination and Analysis of P300 Amplitude Reduction in Single-Registration Auditory Event Related Potentials Using Genetic Algorithm and Neural Network Classification. *A Bi-Quarterly Journal of Signal and Data Processing* (1): 71-78, 2009.
- Artificial Neural Networks. *Arak Medical University Journal* 16 (1): 24-33, 2013.
- [52] M. Esmail-Pour, A. Nowmi Golzar, et al. EEG Signal Analysis Using Artificial Neural Networks for Detecting Epilepsy. *National Conference on Applied Researches in Sciences and Engineering. Takestan Islamic Azad University*, 2013.
- [53] A. Mehri Dehnavi, R. Amir Fattahi, et al. The Correlation between Consciousness Level and Electrical Activity of Brain Cells in Patients during Aortic Valve Replacement. *The Scientific Journal of Gorgan University of Medical Sciences* 10 (2): 44-49, 2008.
- [54] T. Zoughi, R. Boostani. Proposing New Methods to Determine Depth of Anesthesia. *Journal of Control* 4 (4): 39-50, 2010.
- [55] V. Abu-Talebi, M. Khalil-Zadeh, et al. An Analysis of the Effects of Hypnotism on EEG Signals Using Higher Order Spectra. *9th Iranian Conference on Biomedical Engineering. Iranian Society for Biomedical Engineering*, 2008.
- [56] A. Gashvarpoor, S. Rahati Ghoochani, et al. Nonlinear Dynamics Evaluation of EEG Signals during Meditation. *Mashhad Islamic Azad University Journal of Technology and Engineering* 3 (1): 101-112, 2009.
- [57] M. Vatankeh, V. Asadpour, et al. Perceptual Pain Classification Using ANFIS Adapted RBF Kernel Support Vector Machine for Therapeutic Usage. *Applied Soft Computing* 13(5): 2537-2546, 2013.
- [58] F. Kheiri, S. Hosseini. EEG Signals Classification on the Basis of RBF. *2nd National Conference on New Ideas in Electrical Engineering. Khorasan Islamic Azad University*, 2013.
- [59] D. Jarchi, R. Boostani, et al. Seizure Source Localization Using a Hybrid Second Order Blind Identification and Extended Rival Penalized Competitive Learning Algorithm. *Biomedical Signal Processing and Control* 4(2): 108-117, 2009.
- [60] M. R. Arab, A. A. Suratgar, et al. Electroencephalogram Signals Processing for Topographic Brain Mapping and Epilepsies Classification. *Computers in biology and medicine* 40(9): 733-739, 2010.
- [61] S. Shafiei Darabi, M. Firuzabadi, et al. Investigation of Resonance Effect Caused by Local Exposure of Extremely Low Frequency Magnetic Field on Brain Signals: A Randomize Clinical Trial. *The Journal of University Medical Science of Qom* 5 (1): 53-60, 2011.



اسدالله شاهبهرامی مدرک دکترای خود را در سال ۱۳۸۷ در رشته مهندسی کامپیوتر از دانشگاه صنعتی دلفت کشور هلند، مدرک کارشناسی ارشد خود را در سال ۱۳۷۵ در رشته مهندسی کامپیوتر از دانشگاه شیراز و

مدرک کارشناسی خود را در سال ۱۳۷۲ در رشته مهندسی کامپیوتر از دانشگاه علم و صنعت ایران دریافت کرده است. ایشان در زمینه‌های پردازش سیگنال دیجیتال، الگوریتم‌های موازی، ذخیره و بازیابی و فشرده سازی اطلاعات، معماری پیشرفته و تجزیه و تحلیل سیستم‌های نرم افزاری فعالیت می‌کنند و در حال حاضر دانشیار گروه مهندسی کامپیوتر دانشگاه گیلان است.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

Shahbahrami@guilan.ac.ir



کیومرث نجفی مدرک دکترای تخصصی در رشته اعصاب و روان و دکترای عمومی خود را در سال‌های ۱۳۷۴ و ۱۳۷۹ از دانشگاه علوم پزشکی گیلان دریافت کرده است. زمینه‌های پژوهشی مورد علاقه ایشان

بررسی عناوین روند رشد، عناوین اعتیاد، عناوین مربوط به امور جانبازان و PTSD، عناوین و مقولات پاراسایکولوژی و بررسی عناوین BCI است.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

k-najafi@gums.ac.ir



طاهره نجفی دانشجوی کارشناسی ارشد دانشگاه آزاد اسلامی واحد رشت در رشته مهندسی نرم‌افزار کامپیوتر، مدرک کارشناسی خود را در سال ۱۳۹۰ در رشته مهندسی کامپیوتر از دانشگاه آزاد

اسلامی واحد لاهیجان دریافت کرده است. زمینه‌های پژوهشی مورد علاقه ایشان الگوریتم‌های موازی، پردازش سیگنال، فعالیت در زمینه BCI است.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

Tata.najafi@hotmail.

- [73] A. Mohammadian, V. Abu-Talebi, et al. U-sing Reaction Time, P300 Cognitive Component and Their Combination for Guilty Knowledge Test (GKT). *A Bi-Quarterly Journal of Signal and Data Processing (1)*: 23-32, 2009.
- [74] Y. Shahriari, A. Erfanian. Improving the Performance of P300-based Brain-Computer Interface Through Subspace-based Filtering. *Neurocomputing 121*: 434-441, 2013.
- [75] A. Ebrahim-Zadeh, S. Alavi, et al. Detecting Deception through Processing Brain Signals Using Correlation Analysis. *Passive Defense Quarterly*, 14, 2, 57-64, 2013.
- [76] A. Omidvarnia, F. Atri, et al. Classification of Special Mental Processes Using the fractal properties of EEG signals in frequency spectrum. *Department of Electrical and Computer Engineering, Faculty of Engineering, University of Tehran*, 2004.
- [77] M. Tootoonchian, A. Erfanian Omidvar. The Effects of Mental Exercises and Biofeedback on Brain Signals during Envisioning of Hand Movement Using Bispectrum Analysis with Third Order Recurrence Method. *12th Iranian Conference on Biomedical Engineering. Iranian Society for Biomedical Engineering*, 2005.
- [78] Z. Khalili, M.H. Moradi. Classification of Emotions Using Brain and Environmental Signals. *A Bi-Quarterly Journal of Signal and Data Processing (1)*: 33-52, 2009.
- [79] A. Erfanian Omidvar, A. Erfani. EEG Pattern Detection during Hand Movement Visualization Using A Classifier Based on Dependent Component Analysis. *Iranian Journal of Electrical & Electronics Engineering 1 (3)*: 33-43, 2004.
- [80] Z. Amini, V. Abu-Talebi. et al. A comparative evaluation of Common Spatial Pattern and Intelligent Segmentation in the elicitation of the P300 Component. *The Quarterly Journal of Intelligent Systems in Electrical Engineering 2 (2)*: 37-54, 2011.
- [81] M. A. Khalilzadeh, S. M. Homam, et al. Qualitative and Quantitative Evaluation of Brain Activity in Emotional Stress. *Iranian Journal of Neurology 8(28)*: 605-618, 2010.
- [82] M. Jalili, E. Barzegharan, M. Knyazeva. Synchronization of EEG: Bivariate and multivariate measures. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 22, 212-221, 2013.
- [83] P. Gifani, H. Rabiee, et al. Nonlinear Analysis of Anesthesia Dynamics by Fractal Scaling Exponent. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE, IEEE*, 2006.

تجزیه تَنک تصاویر ابرطیفی با استفاده از یک کتابخانه طیفی هرس شده

حسین فیاضی^{۱*}، حمید دهقانی^۲ و مجتبی حسینی^۳

^۱مجمع فناوری اطلاعات و ارتباطات، دانشگاه صنعتی مالک اشتر، تهران، ایران

^۲مجمع مهندسی برق و الکترونیک، دانشگاه صنعتی مالک اشتر، تهران، ایران

^۳دانشکده مهندسی کامپیوتر، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران



چکیده

تجزیه طیفی تصاویر ابرطیفی یکی از زمینه‌های پژوهشی مهم در سنجش از دور است. در همین اواخر استفاده مستقیم از کتابخانه‌های طیفی برای انجام تجزیه طیفی افزایش یافته است. در این روش‌ها که به تجزیه تَنک موسومند، نیازی به استخراج مواد پایه و تعیین تعداد آن‌ها از قبل نیست؛ اما از آن‌جا که کتابخانه‌های طیفی حاوی طیف‌هایی هستند که همبستگی زیادی دارند، روش‌های تجزیه تَنک ممکن است، راه‌حل‌های نیمه بهینه‌ای تولید کنند. از طرف دیگر بسیاری از این روش‌ها، نسبت به نوفه حساس بوده و علاوه بر این به راه‌حل به‌طور کامل تَنکی منجر نمی‌شوند. در این مقاله برای حل مشکلات بالا، در ابتدا کتابخانه طیفی براساس اطلاعات طیفی موجود در تصویر و با استفاده از تکنیک‌های خوشه‌بندی و طبقه‌بندی، هرس شده و سپس از الگوریتم ژنتیک برای تجزیه تَنک استفاده شده است. آزمایش‌های انجام‌شده بر روی تصاویر آزمایشی و واقعی نشان می‌دهد که روش پیشنهادی، در تصاویر با نسبت سیگنال به نوفه کم و تصاویر واقعی نتایج بهتری به‌دست می‌دهد.

واژگان کلیدی: تصاویر ابرطیفی، هرس کتابخانه طیفی، تجزیه تَنک.

Sparse unmixing of hyper-spectral images using a Pruned spectral library

Hossein Fayyazi^{1*}, Hamid Dehghani² & Mojtaba Hosseini³

¹Faculty of ICT, Malek-Ashtar University of Technology, Tehran, Iran

²Faculty of Electrical and Electronic Engineering, Malek-Ashtar University of Technology, Tehran, Iran

³Department of Computer Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

Abstract

Spectral unmixing of hyperspectral images is one of the most important research fields in remote sensing. Recently, the direct use of spectral libraries in spectral unmixing is on increase. In this way which is called sparse unmixing, we do not need an endmember extraction algorithm and the number determination of endmembers priori. Since spectral libraries usually contain highly correlated spectra, the sparse unmixing approach leads to non-admissible solutions. On the other hand, most of the proposed solutions are not noise-resistant and do not reach to a sufficiently high sparse solution. In this paper, with the purpose of overcoming the problems above, at first the spectral library will be pruned based on the spectral information of the

* نویسنده عهده‌دار مکاتبات

سال ۱۳۹۵ شماره ۳ پیاپی ۲۹