حوزه‌های مختلف کاربردی پردازش سیگنال مغزی در ایران

اسداله شاه بهرامی[1*] ، کیومرث نجفی[2] و طاهره نجفی[3]

[1] گروه مهندسی کامپیوتر، دانشکدهٔ فنی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران

[2] گروه روانپزشکی، دانشکدهٔ پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی گیلان، رشت، ایران

[3] دانشکدهٔ فنی، دانشگاه آزاد اسلامی، رشت، ایران

چکیده

پژوهش‌ها نشـان می‌دهد که اعمال انسـان نتیجه عملکرد نورونی داخل مغز وی است. بازخورد این عملکرد به‌صورت سیگنال ساطع‌شده از سـطح جمجمه قابل دریافت و پردازش اسـت. دریافت و ثبت سـیگنال‌های مغزی توسـط دسـتگاه EEG قابل انجام اسـت. پژوهش‌گران از شـیوه‌های گوناگونی در راسـتای اخذ و پیش پردازش سیگنال، استخراج و کاهش ویژگی و انواع طبقه‌بندی‌کننده‌ها در پژوهش‌های مختلف اسـتفاده کرده‌اند. با توجه به مطالعات جمع‌آوری‌شـده از پایگاه‌های علمی داخلی و خارجی که توسـط پژوهش‌گران ایرانی تا سال ۱۳۹۴ در زمینهٔ پردازش سـیگنال مغزی انجام گرفته است، مشخص شد که بیشتر پژوهش‌ها در بخش‌های پزشکی و ارتباط مغز با رایانه صورت گرفته و نیز نمونه‌گیری و اخذ سـیگنال از ناحیه مرکزی سـطح جمجمه بیشـتر مورد اسـتفاده 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. درنهایت ماشین بردار پشتیبان بیشترین استفاده را در طبقه‌بندی‌کننده‌های سیگنال مغزی داشته است. در انتها با درنظرگرفتن فراوانی روش‌های استفاده‌شده در مراحل پردازش سـیگنال مغز در بخش پزشـکی، 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 Shahbahrami[1*] , Kiomars Najafi [2] & Tahereh Najafi [3]

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 technqiues for acquiring, pre-processing, feature extrcation 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 technqiues have more been used for feature extraction than other technqiues. 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.**

* نویسندهٔ عهده‌دار مکاتبات

۱- مقدّمه

سیگنال‌های حیاتی انسان اطلاعات زیادی راجع به وی ارائه می‌کنند. عملکرد داخلی مغز انسان منجر به ساطع‌شدن سیگنال‌هایی از نواحی مختلف سطح جمجمه می‌شود که این سیگنال‌ها توسط دستگاهی به نام الکتروانسفالوگرام (EEG[1])، قابل دریافت و ثبت با دامنه‌های مختلف میکروولتی در بازه‌های مشخص فرکانسی است. بررسی عملکرد دستگاه بدن و یا تشخیص انواع بیماری‌ها از طریق اخذ و پردازش این سیگنال‌های حیاتی امکان‌پذیر است. با پردازش سیگنال‌های مغزی می‌توان به افرادی که دچار ناتوانایی‌های جسمی هستند و یا از اختلالات روانی رنج می‌برند، کمک کرد یا با بازشناسی احساسات افراد در جهت ساخت ماشین‌های هوشمند نزدیک به انسان گام برداشت [1]. همچنین می‌توان با طراحی سامانه‌های رابط مغز و رایانه (BCI[2])، ارتباط مستقیم مغز با دنیای خارج را فراهم کرد [2].

تاکنون در زمینهٔ چگونگی اخذ سیگنال مغزی، استخراج ویژگی‌ها و طبقه‌بندی آن‌ها، کارهای مختلفی در ایران در دو دههٔ گذشته صورت گرفته است، ولی با توجه به جستجوهای انجام‌شده مروری جامع بر کارهای انجام شده صورت نگرفته و نوع فعالیت انجام‌شده و انجام‌نشدهٔ این نوع از سیگنال‌ها مشخص نشده است به‌طوری‌که معلوم شود از این سیگنال در چه زمینه‌هایی می‌توان استفاده کرد و نیز چه نوع ویژگی‌هایی از این نوع سیگنال استخراج‌شده و با چه طبقه‌بندهایی توسط پژوهش‌گران مورد استفاده قرار گرفته است؛ لذا هدف این مقاله انجام یک مطالعهٔ مروری و تجزیه و تحلیل روش‌های مختلف اخذ سیگنال مغزی، استخراج ویژگی‌ها، کاهش ویژگی‌ها و طبقه‌بندهای گوناگون و نیز معرفی زمینه‌های پژوهشی این سیگنال است. مطالعات و نتایج آماری نشان می‌دهد که از کل کارهای انجام‌شده، پنج فعالیت کلی، احساسات، آرتیفکت‌های[3] جسمی، ارتباط مغز و رایانه، پزشکی و بررسی پتانسیل‌های وابسته به رخداد (ERP[4]) انجام گرفته است که از بین آنها بیشتر تمرکز روی کاربردهای پزشکی در زمینهٔ تشخیص اختلال بوده است؛ به‌علاوه به‌طورکلی، روش‌های آماری، بیشترین استفاده را برای استخراج ویژگی‌ها داشته و روش گزینشی جهت کاهش ابعاد ویژگی‌ها و طبقه‌بندی بر پایهٔ ماشین‌های بردار پشتیبان بیشترین کاربرد را در پردازش سیگنال مغزی داشته است؛ همچنین در بخش اخذ سیگنال، ناحیهٔ مرکزی مغز (سنترال) پرکاربردترین ناحیه جهت نمونه‌برداری برآورد شده است.

ساختار مقاله بدین‌صورت است: بخش دوم مراحل پردازش سیگنال EEG را بیان می‌کند؛ بخش سوم مراحل اخذ سیگنال و عملیات پیش‌پردازشی را توضیح می‌دهد؛ در بخش چهارم روش‌های استخراج و کاهش ویژگی‌ها را مطرح کرده و در بخش پنجم انواع طبقه‌بندی‌کننده‌ها بیان می‌شود؛ در بخش ششم به بررسی کارهای انجام‌شده در زمینهٔ پردازش سیگنال‌های مغزی در ایران پرداخته می‌شود؛ در بخش هفتم به تجزیه و تحلیل و مقایسه کارهای انجام‌شده پرداخته می‌شود؛ در بخش هشتم نمونه‌ای از فعالیت در زمینه پزشکی و در بخش نهم نتیجه‌گیری مقاله، مطرح شده و بیان می‌شود.

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 به‌کمک الکترودهای مخصوص، نمونه‌های آنالوگ را دریافت کرده و آنها را با دقت معینی به دیجیتال تبدیل می‌کند. همچنان که در شکل (۱) نشان داده شده است، پردازش سیگنال‌های مغزی طی چهار مرحلهٔ اصلی اخذ سیگنال و عملیات پیش‌پردازشی[5]، استخراج ویژگی[6] از سیگنال‌ها و کاهش ابعاد ویژگی[7] و نیز طبقه‌بندی[8] ویژگی‌های مستخرج انجام می‌شود [3]. هریک از مراحل در بخش‌های سوم تا پنجم شرح داده می‌شوند.

۲-۲ – فعالیت‌های انجام‌شده در پردازش سیگنال مغز

در تمام مطالعات انجام‌شده عامل مشترک آنها، انسان بوده، حتی در مواردی که از داده‌های شبیه‌سازی‌شده برای مطالعهٔ استفاده کرده‌اند، درنهایت روی سوژه‌ها کار انجام گرفته است [4]. به همین منظور دسته‌بندی زمینه‌های کاربردی پردازش سیگنال مغزی کمی دشوار به نظر می‌رسد؛ اما با توجه به نوع آزمایش در بخش اخذ سیگنال و نیز نوع فعالیت پژوهش‌گران و تا اندازه‌ای دادگان به‌کاررفته‌شده، آنها را به پنج فعالیت پژوهشی، دسته‌بندی می‌توان کرد.

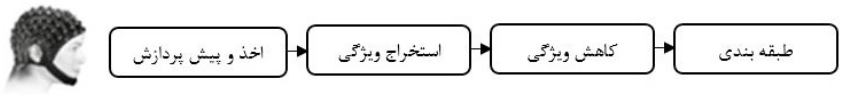
[1] Electroencephalogram
[2] Brain Computer Interface (BCI)
[3] Artifact
[4] Event Relative Potential (ERP)
[5] Pre-processing
[6] Feature Extraction
[7] Feature Dimensionality Reduction
[8] Classification

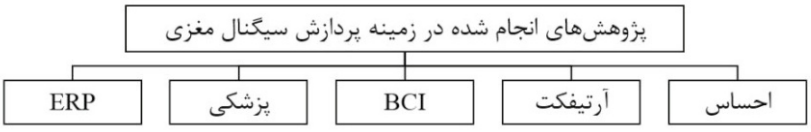
همان‌طور که در شکل (۲) نشان داده می‌شود، فعالیت پژوهش‌گران به پنج حیطهٔ پژوهشی، بررسی احساس، آرتیفکت، BCI، پزشکی و ERP می‌توان دسته‌بندی کرد. در شروع فعالیت‌ها در زمینهٔ پردازش سیگنال مغز، پژوهش‌های صورت‌گرفته بر اساس تشخیص و تحلیل مؤلفه‌های وابسته به یک رخداد بوده است. فعالیت بر اساس ERP به‌اندازه‌ای 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.

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.



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

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

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[1]، حرکت چشم[2]، فشردن دندان[3]، تکان سر[4] و نوشیدن آب [5] هستند. سپس با الگوریتم مشخصی 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 مرحلهٔ پیش پردازش، کارا باشد. به‌طورکلی، تشخیص آرتیفکت می‌تواند نوعی فعالیت اجتناب‌ناپذیر در هریک از انواع پژوهش‌ها در زمینهٔ پردازش سیگنال مغزی باشد. به‌عنوان مثال، حضور آرتیفکت چشمی ناشی از پلک‌زدن، در زمینهٔ تشخیص نوعی بیماری، می‌تواند به‌عنوان روشی در تشخیص آن بیماری در طبقه‌بندی سالم و بیمار درنظر گرفته شود و یا در یک سامانهٔ بلادرنگ مانند BCI، نوعی چالش محسوب شده و روند یادگیری در آن سامانهٔ را توسط سوژه، برهم بزند. از آنجاکه آرتیفکت در لحظه پدید می‌آید، در برخی مطالعات سیگنال

[1] Eye Blink
[2] Eye Move
[3] Grind Teeth
[4] Nodding
[5] Swallow

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

روال آزمایشی پردازش سیگنال مغز در BCI :

در زمینهٔ ارتباط مغز و رایانه (BCI) دو نوع فعالیت مورد بررسی قرار گرفته است. یکی فعالیت‌های ذهنی و دیگری فعالیت‌های حرکتی. در رابطه با مورد نخست از سوژه خواسته می‌شود تا روی برخی از فعالیت ذهنی تمرکز داشته باشد. ازجملهٔ این فعالیت‌ها، حالت استراحت، عمل ضرب ذهنی، دوران شکل هندسی، نامه‌نگاری و شمارش ذهنی هستند. هدف به‌دست‌آوردن کمترین میزان خطا و همبستگی بین هر یک از فعالیت‌های مذکور و استفاده از الگوریتم‌های مناسب جهت استخراج ویژگی و طبقه‌بندی‌کننده‌ها جهت تفکیک بیشتر این فعالیت‌ها، است. در رابطه با فعالیت‌های حرکتی، از سوژه خواسته می‌شود به رابط گرافیکی و یا ابزار جانبی نگاه کرده و روی سمت خواسته‌شدهٔ راست، چپ، بالا یا پایین، تمرکز کند و به‌عبارتی بتواند با بازخوردگرفتن 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 زمینهٔ پزشکی در پردازش سیگنال مغز، به‌عنوان مثال روی سیگنال‌های صرعی، تعیین سطوح بیهوشی و سطوح هیپنوتیزم و طبقه‌بندی سطوح درد کار انجام شده است. در رابطه با سیگنال‌های صرعی، به‌طورکلی در دو الی چند حالت مختلف، ثبت سیگنال صورت می‌گیرد. این حالات نقش طبقه‌ها را در پردازش سیگنال دارند که باید با درنظرگرفتن الگوریتم‌های پیش‌پردازشی و روش‌های استخراج ویژگی از سیگنال‌ها و در ادامه نحوهٔ طبقه‌بندی‌کردن با قدرت تفکیک بالا، از هم جدا شوند. ازجملهٔ 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 حملهٔ صرعی هستند. به‌عبارتی یکی از اهداف کاربرد سیگنال مغزی در پزشکی، فعالیت روی سیگنال‌های صرعی به‌صورت استخراج ویژگی‌های مناسب جهت هرچه بهتر تفکیک فرد بیمار با بیماری مشخص، از فرد سالم است.

روال آزمایشی پردازش سیگنال مغز در زمینهٔ پتانسیل‌های وابسته به رخداد (ERP) :

در این نوع پژوهش، به‌عنوان مثال از فرد خواسته می‌شود بر روی یک ماتریس ۶×۶ نویسه‌ای تمرکز کند و منتظر روشن و خاموش‌شدن سطر و ستون معادل حرف بالای صفحه نمایش شوند. هر کدام از سطرها و ستون‌ها به‌صورت تصادفی یک‌بار چشمک می‌زنند و تحریک بینایی ایجاد می‌شود. در هنگام روشن‌شدن سطر و ستون مترادف با حرف بالای صفحهٔ نمایش، پتانسیل برانگیخته بینایی در سیگنال ثبت EEG تولید می‌شود. هدف از این آزمایش پردازش پتانسیل‌های برانگیخته بینایی (VEP[1])های ناشی از این برانگیختگی است. یکی از پرکاربردترین مؤلفه‌های وابسته به رخداد (دیداری و شنیداری) p300 است که سیصد میلی ثانیه بر اثر رخداد، با پیک مثبت روی سیگنال مغزی، اتفاق می‌افتد و در بیشتر مطالعات، روی این مؤلفه کار انجام شده است.

با توجه به شکل (۱)، پس از مرحلهٔ اخذ سیگنال عملیات مختلفی روی این سیگنال‌های دیجیتال‌شده، از قبیل استخراج ویژگی‌ها و کاهش ابعاد آنها و طبقه‌بندی‌کردن، انجام می‌شود که این مراحل در ادامه شرح داده می‌شوند.

۳- اخذ سیگنال و پیش‌پردازش

اخذ سیگنال EEG نخستین‌گام در جهت پردازش سیگنال مغزی است. در برخی مطالعات انجام‌شده از دادگان مشخص به اشتراک گذاشته‌شده استفاده شده است و در برخی دیگر برای دریافت سیگنال مغز، محیطی مشابه ساخته شده و با اتصال الکترود به سطح جمجمهٔ سیگنال‌های حیاتی را از نواحی مختلف جمجمه بر اساس استاندارد مشخص، دریافت کرده و آنها را برای مرحلهٔ پیش‌پردازش آماده می‌سازد [5]. در شکل (۳) مکان‌های استاندارد قرارگیری الکترودهای سطح جمجمه نشان داده شده است. همان‌طورکه در شکل مشاهده می‌شود در سمت راست، پنج ناحیهٔ مغزی فرونتال، سنترال، تمپورال، پریتال و اکسیپیتال به‌صورت هاشورزده، مشخص شده است و در سمت چپ شکل، ناحیهٔ اوریکولار که شامل نواحی مغزی نمی‌شود و تنها به‌عنوان مرجع در بخش اخذ سیگنال، در برخی مطالعات، مورد استفاده قرار می‌گیرد، نشان داده شده است. جدول (۱) بخش‌های مختلف مغز را توضیح می‌دهد. دومین گام در مسیر پردازش سیگنال مغزی مربوط به بخش پیش‌پردازشی است. در این بخش با درنظرگرفتن الگوریتم‌های مختلف پیش‌پردازشی و تعیین مقادیر مناسب جهت فیلترینگ سیگنال، به‌منظورکاهش نوفهٔ ناشی از محیط و سوژه، اهداف

[1]Visual Evoked Potential (VEP)

مختلف پردازشی میسر می‌شود [6]. به‌طور معمول دسته‌بندی بازهٔ فرکانسی موج مغزی افراد طی دسته‌بندی دلتا، تتا، آلفا، بتا و گاما قرار می‌گیرند. بازهٔ فرکانسی دلتا ۳-۰ هرتز ، تتا ۷-۴ هرتز، آلفا ۱۳-۸ هرتز و بتا ۲۰-۱۴هرتز و گاما بالای۲۱هرتز، تحت عنوان توان یا انرژی باند فرکانسی، به‌عنوان ویژگی استفاده شده است [7].

از نکات حائز اهمیت در این بخش می‌توان به نوع الکترود به‌کاررفته‌شده، کانال‌های اخذ سیگنال، تعیین مقادیر مناسب عبور سیگنال تحت عنوان مقادیر پایین‌گذر [1] و بالاگذر [2] و انواع الگوریتم‌ها جهت فیلترینگ سیگنال، با توجه به هدف مطالعه، اشاره کرد. نوع الکترود استفاده‌شده در مطالعات می‌تواند Ag-AgCI [3] از جنس آلیاژ نقره باشد که با اتصال به سطح جمجمه، 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 جمجمه، از جمله موارد حائز اهمیت است. عوامل خارجی مانند فرکانس برق شهر ۵۰ یا ۶۰ هرتز و همچنین حضور فرد آزمایش‌گر نزدیک به الکترودها را می‌توان به‌عنوان عوامل تاثیرگذار 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 دریافت‌کنندهٔ 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 ازبین‌بردن آرتیفکت‌های ناشی از حرکات غیرارادی سوژها (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 درنهایت طبقه‌بندی‌کننده‌ها، ویژگی‌های مستخرج کاهش‌داده‌شده 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]. به‌طورکلی روش‌های استخراج ویژگی به شش مورد آماری، روش‌های مبتنی بر آنتروپی، روش‌های به‌دست آمده از مدل‌های پارامتری، روش‌های وابسته به باندهای فرکانسی، 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 :

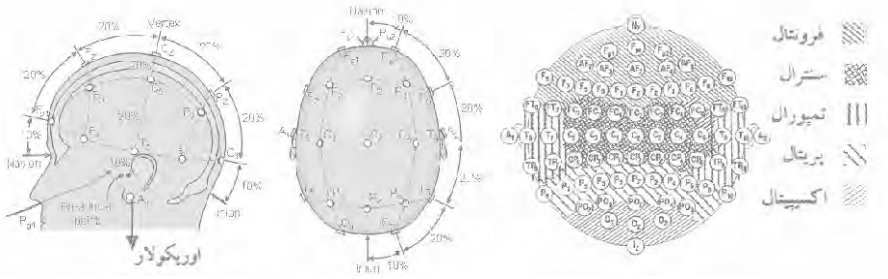
این دسته از ویژگی‌ها از روی خواص آماری سیگنال مانند، میانگین، واریانس، انحراف معیار، انحراف استاندارد، دامنه، تأخیر، فاصله پیک تا پیک، لحظهٔ پیک، مرکز ثقل، پهنای باند، همبستگی سیگنال، همبستگی نویز، تعداد عبور از صفر، تعداد اکسترمم‌های محلی، متوسط قدرمطلق شیب سیگنال، چگالی عبور از صفر و غیره، استخراج می‌شوند که با فرض ذاتی‌بودن 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 لیمپل 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

[1] Low-pass
[2] High-pass
[3] Silver Chloride Electrode

بلـادرنـگ مانند کار روی فعالیت‌های حرکتی در پژوهش‌های مربوط به ارتباط مغز و رایانه، استفاده کرد. آنتروپی طیفی بر مبنای طیف توان سـیگنال ایسـتا تعریف می‌شود. این کمیت درواقع معیاری از تمرکز یا گستردگی طیف سیگنال است. به این معنـا کـه آنتروپی بیـان‌گر میزان پیچیدگی و بی‌قاعدگی سـیگنال است که در سری زمانی‌های منظم دارای مقدار کم و در سـری زمانی‌های نامنظم یا آشوبی دارای مقدار بیشتری است [17].



(شکل -۳) : استاندارد ۲۰-۱۰
(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	پریتال	لوب آهیانه	ناحیهٔ موقعیتی (مکان- زمان)
Temporal	تمپورال	لوب گیجگاهی	ناحیه حافظه
Auricular	اوریکولار	گوش‌ها	(به عنوان مرجع)

استخراج ویژگی به‌دست‌آمده از مدل‌های پارامتری :
گاهی می‌توان با داشـتن شـرایطی، یک سـیگنال را با مدلی پـارامتری هم ارز قرار داده و پـارامترهای این مدل را تخمین زد، که این پارامترها می‌توانند به‌عنوان ویژگی در طبقه‌بندی بـه‌کـار رونـد. از معروفترین مـدل‌هـای پـارامتری مـدل خودبازگشـتی (AR[1]) اسـت. در مدل AR مقدار سـیگنال گسـسته را در هر لحظه نتیجه ترکیبی خطی از سیگنال در لحظهٔ بیشـین در نظر می‌گیرند. آنچه که می‌تواند به‌عنوان پارامترهای مدل در نظر گرفته شـود، ضـرایب این ترکیب خطی است [7].

اسـتخراج ویژگی وابسـته به تبدیل‌های فرکانسی و یا زمان – فرکانس :
تبـدیـل‌هـای گوناگونی وجود دارند که گاه دیده می‌شـود با انجـام این تبدیل‌ها بر روی یک سـیگنال، بیشـتر انرژی و اطلاعات سیگنال در یک تعداد کمی از نشان‌ها جمع می‌شوند و می‌تواننـد بـه‌عنوان ویژگی‌هـای منـاسـب در طبقـه‌بندی سـیگنـال بـه‌کـار بیـاینـد [7]. تبـدیل ویولت[2] نوعی تبدیل برگشت‌پذیر است که سیگنال را از فضای یک‌بعدی زمان به فضـای جدید با دو بعد زمان و فرکانس منتقل می‌کند [18]. این تبدیل یک ابزار قدرتمند برای تحلیل سـیگنال‌های غیر ایسـتا مانند سـیگنال‌های بیومدیکال اسـت و هدف آن چیره شـدن بر مشـکلات مربوط به وضوح در تبدیل فوریه (FFT[3]) زمـان-کوتـاه اسـت. اگر پـارامترهـای موجود در این تبدیل گسسته باشند، تبدیل ویولت گسسته حاصل می‌شود [19].

ویولت گسـسـته (DWT[4]) : در حالت گسـسـته فیلترهـایی بـا فرکـانس قطع (فیلترهـای بـالـا و پایین گذر) مختلف برای تحلیل سـیگنال در مقیاس‌های متفاوت به‌کار برده می‌شود. با عبور سیگنال از فیلترهای بالاگذر و پایین‌گذر فرکانس‌های مختلف آن تحلیل می‌شـود. ضـرایب خروجی فیلتر پـایین‌گذر شـکل اولیه سـیگنال را دنبال می‌کند به

[1]Auto Regressive (AR)
[2]Wavelet Transform
[3]Fast Fourier Transform (FFT)
[4]Discrete Wavelet Transform (DWT)

همین دلیل به این ضرایب تقریب[1] گفته می‌شود. همچنین ضرایب خروجی بالاگذر جزئیات بالای سیگنال را دربردارند به همین دلیل به این ضرایب جزییات[2] گفته می‌شود. تعداد سطوح تجزیه بر پایه مؤلفه‌های فرکانسی غالب در سیگنال انتخاب می‌شود [19]. ویولت پیوسته (CWT[3]) : در ویولت پیوسته ضرایب موجک در همه زمان‌ها و همه مقیاس‌ها محاسبه می‌شوند. به عبارتی می‌تواند همهٔ اطلاعات را نگه‌داشته و از دورریختن برخی اطلاعات جلوگیری می‌کند. از جمله عیب‌هایی که برای تبدیل موجک پیوسته ذکر می‌شود، بهینه‌نبودن آن است زیرا نخست‌این‌که اطلاعاتی که تولید می‌کند به‌شدت همبسته است و ایجاد افزونگی می‌کند؛ دوم‌این‌که محاسبه آن زمان‌بر است [20].

استخراج ویژگی مبتنی بر ویژگی‌های آشوبی :

سیگنال‌های مغزی در حالت نرمال خواص آشوبی دارند [21]. سیگنال گاه به‌طور کلی به دو دستهٔ تصادفی و یقینی تقسیم می‌شود. هنگام بررسی ساختار سیگنال‌ها به دسته‌هایی ممکن است برخورد کنیم که هرچند رفتاری تصادفی دارند؛ ولی درواقع از یک فرمولبندی پیروی کرده که درصورت دانستن جزئیات می‌توان سیگنال را در همهٔ 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 آشوبی‌بودن تعریف کرد و از آنها به‌عنوان ویژگی در طبقه‌بندی کمک گرفت [7].

کاهش بعد ویژگی به‌صورت ترکیبی :

در روش کاهش بعد ترکیبی هر المان از بردار ویژگی کاهش بعد یافته می‌تواند تابعی از همهٔ 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]. به‌عنوان مثال در یک مطالعه انجام‌شده، به‌منظور کاهش ابعاد ویژگی از تفکیک‌کنندهٔ خطی فیشر (FLD[4]) استفاده شده است تا ابعاد ویژگی را از نُه بعد به یک بعد برساند [22].

کاهش بعد ویژگی به‌صورت 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 است به‌طوری‌که از طبقه‌بندی‌کننده بهترین پاسخ را بگیریم. به ویژگی‌های انتخاب‌شده بدین روش، ویژگی‌های مؤثر می‌گوییم [7]. به‌عنوان مثال در مطالعه‌ای به‌منظور کاهش بعد ویژگی استخراج‌شده (انتخاب ویژگی)، مشخصه‌هایی درخصوص توان چگالی طیف توان (PSD[5]) استفاده شده است (پیشینه سطوح توان در PSD، کمینهٔ 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 طبقه‌بندی‌کننده‌ها به هشت دسته به‌صورت طبقه‌بند با تابع تفکیک خطی (LDA[6])، طبقه‌بندی‌کننده بیزین، k تا نزدیکترین همسایه (k-NN[7])، طبقه‌بند بر پایه ماشین‌های بردار پشتیبان (SVM[8])، بر پایه شبکه‌های عصبی مصنوعی (ANN[9])، بر پایهٔ شبکه‌های تطابقی با تابع شعاعی(RBF[10])، بر پایهٔ شبکه‌های تطابقی با استنتاج فازی(ANFIS[11])، بر پایهٔ شبکه‌های فازی – عصبی معرفی می‌شوند؛ که در ادامه هر یک شرح داده خواهند شد.

طبقه‌بند با تابع تفکیک خطی (LDA) :

این طبقه‌بندی‌کننده آماری، با یک تبدیل خطی توسط ماتریس وزن‌ها صورت می‌گیرد، که وزن‌ها با هدف بیشینه‌کردن پراکندگی بین طبقه‌ها و کمینه‌کردن پراکندگی درون طبقه‌ای تعیین می‌شوند [20]. سرعت بالا و عدم نیاز به تعیین پارامتری جانبی، از محاسن این طبقه‌بندی‌کننده محسوب می‌شود [24]. در این روش هدف این است که داده‌های مربوط به یک طبقه تا حد امکان در زیرفضای جدید ایجادشده 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].

طبقه‌بندی‌کنندهٔ بیزین :

اصول این طبقه‌بندی‌کننده بر پایهٔ مقایسهٔ احتمال‌های

[1] Approximation
[2] Detail
[3] ContinuousWavelet Transform (CWT)
[4] Fisher Linear Discriminant (FLD)
[5] Power Spectral Density (PSD)
[6] Linear Discriminant Analysis (LDA)
[7] k-Nearest Neighbor (k-NN)
[8] Support Vector Machine (SVM)
[9] Artificial Neural Networks (ANN)
[10] Radial Basis Function (RBF)
[11] Adaptive Network Fuzzy Interface System (ANFIS)

شـــرطی رخـداد در طبقه‌ها اســـت. به عبارتی دیگر در این ساختار بررسی می‌شود که یک داده با طبقه ناشناخته‌اش با چـه احتمـالی می‌توانـد به هر کدام از طبقه‌های ممکن تعلق داشـــته باشـــد. هر کدام از طبقه‌ها که بیشـــترین احتمال را نتیجه بدهد، به‌عنوان طبقه وابسـته آن داده شـناخته خواهد شد [7].

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

در این سـاختار طبقه وابسـته به یک داده بر پایهٔ طبقه‌های مربوط به داده‌هایی که در نزدیکی آن داده می‌باشند، به‌دست می‌آیـد. به عبارت دیگر به اندازهٔ k (که به‌طورعمومی عددی فرد اسـت) تعداد داده‌هایی که از نظر فاصـله (مانند فاصـلهٔ اقلیـدســـی) به آن داده نزدیک می‌باشـــند، به‌عنوان طبقه وابسته به آن، گزیده خواهند شد [7].

طبقه‌بند بر پایهٔ ماشین بردار پشتیبان (SVM) :

طبقـه‌بنـدی SVM راهی برای جداســـازی دو طبقه بر پایهٔ تعیین ابرصـــفحـهٔ مرزی (مرز بـا معـادلـه خطی) اســـت به‌طوری‌که این ابرصـــفحه بیشـــترین فاصـــله را از داده‌های اطرافش داشـــته باشـــد [7]. ماشـــین‌های بردار پشـــتیبان را می‌توان از خانواده الگوریتم‌های یادگیری ماشـــین دانســـت. یکی از زیرمجموعـه‌هـای بزرگ این الگوریتم‌هـا، روش‌هـای یـادگیری بر مبنـای تابع کرنل (هســـته) یا یادگیری آماری اسـت. SVM از روش‌های طبقه‌بندی با ناظر اسـت. الگوریتم اولیه و اصـــلی SVM بر مبنای طبقه‌بندی دودویی اســـت. اساس این دیدگاه بر مبنای شناخت الگوی آماری است؛ ولی روش پیاده‌سازی آن شبیه شبکه‌های عصبی است. ایدهٔ اصلی در SVM کاهش ریسـک اسـت. در این روش با اسـتفاده از تمـامی بـانـدها و یک الگوریتم بهینه‌ســـازی، نمونه‌هایی که مرزهای طبقه‌ها را تشـــکیل می‌دهند، به‌دســـت می‌آیند؛ این نمونه‌ها را بردارهای پشتیبان گویند. تعدادی از نقاط آموزشی که کمترین فاصـــله تا مرز تصـــمیم‌گیری را دارند، می‌توانند به‌عنوان زیرمجموعه‌ای برای تعریف مرزهای تصـــمیم‌گیری و به‌عنوان بردار پشتیبان در نظر گرفته شوند [26].

طبقه‌بند بر پایهٔ شبکه‌های عصبی :

در حالت کلی یک شـبکهٔ عصـبی مصـنوعی به‌صورت ارتباط میان گره‌ها به‌کمک وزن‌ها اســـت و درواقع اندازهٔ این وزن‌ها اسـت که با آموزش سامانه تغییر کرده و خود را برای گرفتن نتیجـهٔ مطلوب بهینـه می‌کنند. شـــبکه‌های عصـــبی، انواع مـخـتـلفی دارنـد؛ ولی می‌توان بـه‌طورکلی معروف‌ترین و پرکاربردترین شـبکهٔ عصـبی را در نوع پرسـپترون سـاده و چندلایه خلاصـه کرد. در طبقه‌بندی پرسـپترون ساده درواقع یک ابرصفحه مورد جستجو قرار می‌گیرد به‌نحوی که این ابر صـفحه بتواند داده‌های وابسـته به طبقه‌های مختلف را جدا کند. تعداد لایه‌های شـــبکه در اینجا تنها یکی بوده و وزن‌ها در این لایه دربرگیرندهٔ ضـرایب مربوط به این ابر صـفحه می باشند؛ در ادامه با اضافه‌کردن لایه‌های دیگر، نخست ورودی‌ها را به فضـایی که امکان جداسـازی با ابرصـفحه در آن بیشـتر اسـت، نگاشت داده؛ سپس خروجی این لایه‌ها را از سامانه‌ای همانند یک پرسـپترون سـاده عبور داده می‌شـود. به ترکیب کـل این مجموعـه، پرســـپترون چنـدلـایه (MLP[1]) گفته می‌شـود. توابع به‌کاررفته می‌توانند، به‌صورت تابع‌های علامت (سـیگموید) و یا خطی باشـند. در آموزش شـبکه چندلایه، الگوریتم پس‌انتشار خطا (BP[2]) کاربرد فراوانی دارد. در حالت کلی در این روش کمینـه‌کردن تـابع خطـا از خروجی، آغـاز کرده و با گرفتن مشـــتقات جزیی بر حســـب پارامتر شـــبکه (وزن‌ها) به‌سوی کمینه‌کردن تابع خطا پیش می‌رویم [7].

طبقـه‌بنـدی‌کننده بر پایهٔ شـــبکه‌های تطابقی با تابع شعاعی (RBF) :

این دسـته از طبقه‌بندی‌کننده‌ها گاهی از دسـته‌های شـبکهٔ عصـبی به‌شـمار می‌آیند. درواقع فاصـلهٔ داده‌های ورودی از یکسری دادهٔ مبنا که طبقهٔشان 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 به‌صـورتی اسـت که اگر فاصله صفر باشد، مقدار خروجی آن یک می‌شـود و هر چه فاصـله بیشـتر باشـد خروجی به صفر نزدیکتر می‌شـــود. پس از عبور از تـابع شـــعـاعی، به تعداد داده‌های مبنا، مقدار خواهیم داشت. مقدارهایی که مربوط به داده‌های مبنای با طبقه یکسان بوده‌اند، با هم جمع می‌شوند و از میـان این نتیجـه‌هـای جمع (کـه بـه تعـداد طبقه‌های موجود اسـت) بزرگ‌ترینشـان یافته‌شده، بررسی می‌شود که وابسـته به کدام کلاس اسـت. این طبقه به عنوان طبقه دادهٔ ورودی شناخته خواهد شد [7].

طبقه‌بند بر پایهٔ شـــبکه‌های تطابقی با اســـتنتاج فازی (ANFIS) :

کار این شـبکه بر پایهٔ منطق فازی اسـت. نخسـت داده‌های ورودی فـازی می‌شـــونـد؛ یعنی بر پـایـهٔ مقداری که دارند، عضـــویـت‌های فازی به آنها داده می‌شـــود؛ ســـپس بر پایهٔ

[1] Multi-Layer Perceptron (MLP)

[2] Back Propagation (BP)

قانون‌های فازی که وجود دارد، این میزان عضـــویت‌ها با هم ترکیـب و بـه‌ازای هر قانون مقدار وزنی به‌دســـت می‌آید. در پایان از میان این وزن‌های وابســـته به هر قانون نتیجهٔ نهایی اســـتخراج شـــده و پس از غیرفازی‌شـــدن به‌عنوان خروجی سامانه بیرون می‌آید. به‌عبارتی سامانه دارای پنج بخش است که عبارتند از [7] :

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

طبقه‌بند بر پایه شبکه‌های فازی – عصبی :

با ترکیب شـبکه‌های عصـبی با سامانه‌های فازی می‌توان شبکه‌های فازی – عصبی گوناگونی به‌وجود آورد. در برخی از این شـــبکه‌ها ورودی، نخســـت فازی می‌شـــود و به آن یک عضـــویـت فـازی تعلق می‌گیرد و در گـام دیگر این میزان عضـویت فازی وارد یک سـامانه عصبی برای طبقه‌بندی‌شدن می‌شود [7].

- در گام نخست هر بردار داده از المان‌های خام به برداری از المان‌های فازی‌شده تبدیل می‌شود.
- در گام پسـین بردارهای فازی هسـتند که از یک شبکه عصـبی گذر داده می‌شـوند تا به شـکل با سـرپرسـت طبقه‌بندی شوند.

۶- کارهای انجام‌شده در زمینهٔ پردازش سیگنال‌های مغزی در ایران

۶-۱ - مقالات جمع‌آوری‌شده

هدف مطالعه حاضر توصیف فراوانی روش‌های مختلف به کار گرفته شـده در مراحل مختلف پردازش سیگنال‌های دریافتی از مغز با توجه به نوع پژوهش‌های مختلف اسـت. با توجه به جسـتجوهای مختلفی که در انواع پایگاه‌های علمی داخلی و خارجی صـورت گرفت، هشـتاد عنوان مقاله مرتبط در این زمینـه از پژوهش‌گران ایرانی پیدا شـده و مورد بررسـی و ارزیابی قرار گرفت. مقالات براسـاس انواع روش‌های پردازش سیگنال در مراحل مختلف پردازش سیگنال (اخذ ، استخراج ویژگی، کـاهش ویژگی، طبقـه‌بندی‌کننده‌ها و موارد کاربرد) دسـته‌بندی شـده‌اند. در هر بخش جدولی ارائه می‌شـود که شـامل مرحله اصلی پردازش و انواع روش‌های به کار رفته در آن اسـت. منابع معرفی‌شـده در هریک از روش‌های به کار رفته، بیان‌گر همهٔ مقالاتی هسـتند که در آنها از همان روش در پردازش سـیگنال اسـتفاده شده است. اگر پژوهش‌گری به روش خاصـی از پردازش سـیگنال علاقمند باشـد، می‌تواند به‌طورتقریبی تمام مطالعات انجام‌شده درباره آن روش مذکور را در قسـمت منـابع بیـابد. 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 اسـتخراج ویژگی، (روش‌های به‌کارگیری در مرحلهٔ استخراج ویژگی/روش مبتنی بر آنتروپی)، می‌تواند به مقالات مورد نظر دست یابد.

۶-۲ - کـارهـای انجـام‌شـده در زمینـهٔ اخذ سیگنال

۶-۲-۱- دادگان استفاده شده در مطالعات

از موارد حـائز اهمیـت در زمینـهٔ پردازش سـیگنال مغزی، دادگان مطالعات است. با توجه به شکل (۲) در بخش (۲-۲)، در مطـالعـات مختلف بـا توجـه بـه روال آزمـایش متفـاوت، کاربردهای گوناگونی تعریف شد. بیشتر دادگان در دسترس مربوط به فعالیت‌های پزشـکی و BCI است و در برخی موارد از دادگان پژوهش‌ها به‌صـورت خاص و موردی، در زمینه‌های دیگر نیز استفاده شده است. در BCI دادگان متفاوتی از سال ۲۰۰۰ ارائه شـده اسـت که با توجه به پراکندگی اسـتفاده مطالعات از هر کدام از آنها، در یک شـاخه به نام مسـابقات BCI[1]، قرار داده شـده اسـت و در سـال‌های مختلف، دادگان مسـابقه با روال آزمایش با پایه یکسـان اما دسـترسـی به جزییـات متفـاوت، ارائـه شـده اسـت و زمینـهٔ فعالیت در پژوهش‌های دیگر را به‌صورت کاربرد خاص فراهم کرده است. به‌عنوان مثال، همان‌طور که در جدول (۲) مشـاهده می‌شود، در پژوهش بر اسـاس ERP از دادگانی مشابه با BCI استفاده شده است.

۶-۲-۲- نواحی مختلف مغزی

شـکل (۴) فراوانی مطالعات براسـاس نواحی مختلف مغزی،

[1] BCI Competitions

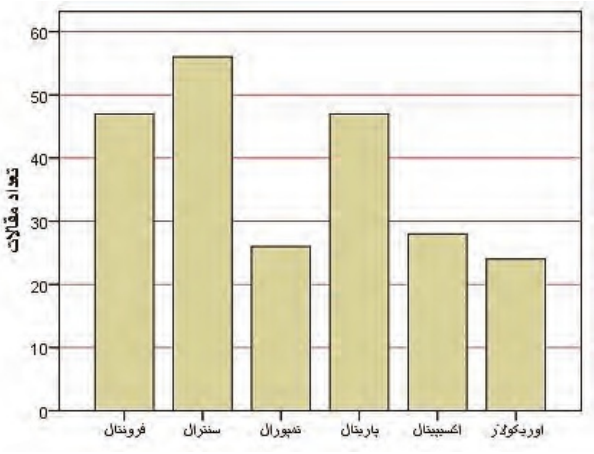
نمونه‌گیری‌شده را مشخص می‌کند. نشان می‌دهد که در اکثر مطالعات انجام‌شده ناحیهٔ مرکزی (سنترال) و ناحیه گیجگاهی (تمپوران) به‌ترتیب، (۷۰ درصد) بیشترین و (۳۲/۵ درصد) کمترین کاربرد را در بخش اخذ سیگنال جهت نمونه‌برداری داشته است. ناحیهٔ اوریکولار در یک چهارم کل مقالات به میزان (۳۱/۲ درصد) به‌عنوان مرجع در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

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

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 پرکاربردبودن روش‌های مبتنی بر انرژی باندهای فرکانسی (۳۷,۵ درصد) و تبدیل‌های فرکانسی یا زمان فرکانس (۳۵ درصد) در زمینهٔ 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 راکه از هریک از روش‌های استخراج ویژگی استفاده کرده است، نشان می‌دهد.

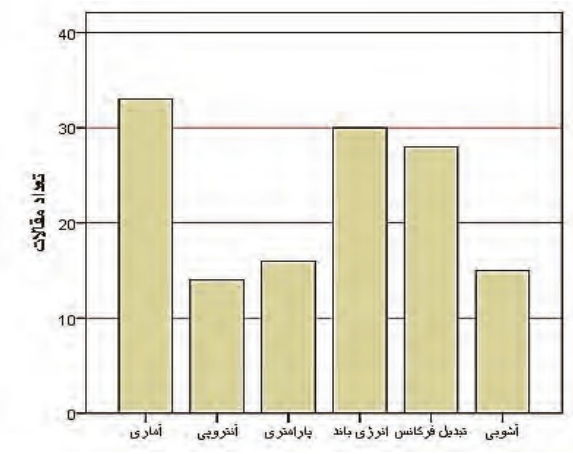
(جدول -۲) : دسته‌بندی دادگان استفاده شده در مطالعات با توجه به نوع پژوهش
(Table-2): Categorizing dataset according to different studies in researches

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	[۱۷، ۲۵، ۳۰، ۷۸]
آرتیفکت	دادگان جمع اوری شده Anderson	[12]
	توسط گروه تحقیقاتی	[۱۰، ۱۳، ۳۱، ۳۲]
BCI	BCI Competition (s)	[۴، ۶، ۱۴، ۲۲، ۳۳، ۳۵]
	دادگان Sijercic و یا Anderson	[۳۶، ۳۷]
	دادگان جمع آوری شده Keirn و همکارانش	[۳۸، ۳۹]
	دادگان جمع آوری شده دانشگاه Graz	[۹، ۱۵، ۲۲، ۴۰]
	دادگان جمع آوری شده Shalk و همکاران	[۴۱]
	توسط گروه تحقیقاتی	[۵، ۴۲، ۴۳، ۴۵، ۵۸]
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	[۸، ۱۶، ۱۹، ۲۶، ۴۹-۵۷، ۵۹-۶۲، ۸۲، ۸۳]
ERP	دادگان گروه wadsworth در مسابقات BCI	[۱۸، ۲۰، ۶۴]
	BCI Competition (s)	[۶۵، ۶۶]
	دادگان جمع آوری شده Keirn و همکارانش	[۶۷]
	توسط گروه تحقیقاتی	[۲۴، ۶۳، ۶۸-۷۳، ۷۵]



(شکل -۴) : فراوانی مقالات برمبنای نواحی مختلف مغزی (همراه با مرجع اوریکولار)

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



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

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

(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، ۶، 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، ۶، ۸-۱۰، ۱۷، ۲۵، ۳۰، ۳۳، ۳۸، ۴۳، ۴۷، ۵۰، ۵۱، ۵۵، ۵۷-۶۲، ۶۷، ۷۴، ۷۸، ۷۹، ۸۱]
پریتال	[۴-۶، ۹-۱۲، ۱۸، ۱۹، ۲۴، ۲۵، ۳۰، ۳۳، ۳۶-۳۹، ۴۲-۴۴، ۴۷، ۵۰، ۵۵-۶۰، ۶۲-۶۴، ۶۷، ۶۸، ۷۰-۸۲]
اکسیپیتال	[۵، ۸، ۱۲، ۱۳، ۱۷، ۳۳، ۳۷، ۳۸، ۴۱، ۴۴، ۴۷، ۵۰، ۵۱، ۵۵، ۵۷-۶۰، ۶۲، ۶۴، ۷۶، ۸۰، ۸۱]
اوریکولار	[۸، ۹، ۱۱، ۱۲، ۱۷، ۱۹، ۲۰، ۲۵، ۳۰، ۳۲، ۳۳، ۳۷-۳۹، 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
آماری	[۸، ۱۱، ۱۴، ۱۸، ۱۹، ۲۲، ۲۴، ۳۰، ۳۴، ۴۳-۴۶، 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]
به‌دست‌آمده از مدل‌های پارامتری	[۱۰، ۱۹، ۲۷، ۳۵، ۳۸، ۳۹، ۴۱، ۴۳، ۴۴، ۴۶، ۵۵، ۶۵، ۷۶، ۷۷، ۷۹]
وابسته به انرژی باندهای فرکانسی	[۱۱، ۱۴-۱۷، ۱۹، ۲۲، ۲۳، ۲۸، ۲۹، ۳۶، ۳۸، ۳۹، ۴۱-۴۶، ۵۱، ۵۳، ۵۶، ۵۷، ۶۱، ۶۴، ۷۱، ۷۶، ۷۸، ۸۲]
وابسته به تبدیل‌های فرکانسی یا زمان – فرکانس	[۵، ۱۳، ۱۴، ۱۶، ۱۹-۲۱، ۲۴، ۲۸، ۳۵، ۳۸، 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

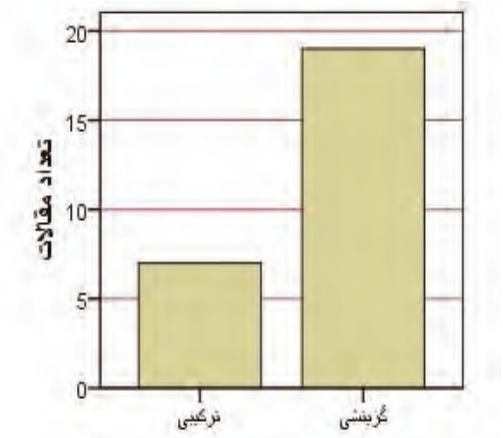
(Table- 5): Papers classification based on different types of feature reduction methods

کاهش ویژگی	منابع
ترکیبی	[۱۷، ۲۲، ۳۴، ۳۷-۳۹]
گزینشی	[۴، ۱۳، ۲۰، ۲۳-۲۵، ۳۵، ۵۶، ۵۸، ۶۱، ۶۳، ۶۴، ۶۹، ۷۱-۷۳، ۷۹، ۸۳]

شـــکل (۶) نشـــان می‌دهد که چه تعداد از مقالات از روش‌هـای گزینشـــی و یـا ترکیبی جهت کاهش ویژگی‌های مسـتخرج، اسـتفاده کرده‌اند. همان‌طور که در شکل مشخص اسـت در صـورت اسـتفاده از روش‌هایی در راسـتای کاهش ویژگی‌ها ، روش گزینشـی (۲۲,۵ درصـد) نسـبت به روش ترکیبی (۱۱,۲ درصد) پرکاربردتر بوده و هیچیک از مطالعات از هر دو روش برای کـاهش ویژگی اسـتفاده نکرده اسـت؛ درنتیجه می‌توان گفت که (۳۳,۷ درصـد) از کل مطالعات، از روش کاهش ابعاد ویژگی اسـتفاده کرده‌اند. جدول (۵) نشان می‌دهد که کدام منبع از کدامیک از روش‌ها به‌منظور کاهش ویژگی استفاده کرده است.

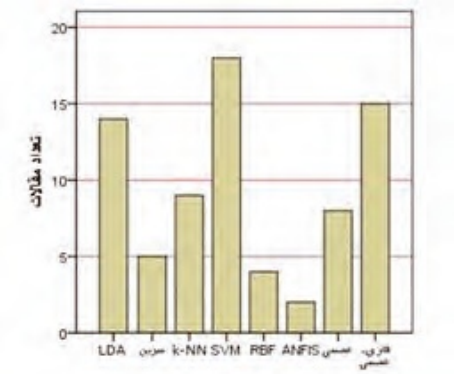
۶-۴ - کـارهـای انجـام‌شـده بر پـایهٔ انواع طبقه‌بندی‌کننده‌ها

همان‌طور که در شـکل (۷) مشخص است، طبقه‌بندی‌کننده بر پایهٔ SVM و ANFIS به‌ترتیب (۲۲/۵ درصـد) بیشـترین و (۲/۵ درصـد) کمترین کاربرد را در مطالعات داشته است. در این بین می‌توان بـه پرکاربردبودن روش‌های فازی- عصـــبی (۱۸/۸ درصـــد) و تجزیـه و تحلیـل تفکیک خطی (LDA)، (۱۷/۵ درصـد) نیز اشـاره داشـت. با توجه به شـکل مجموع مقالاتی که از طبقه‌بند استفاده کرده‌اند بیش از تعداد مقالات مورد بررسـی اسـت و این نشـان می‌دهد که برخی مطالعات، که از طبقه‌بند اسـتفاده کرده‌اند، از چندین طبقه‌بندی‌کننده اسـتفاده کرده‌اند. جدول (۶) نشـان می‌دهد که کدام منبع از چه روش (هایی) جهت طبقه‌بندی ویژگی‌ها اســتفاده کرده است.



(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

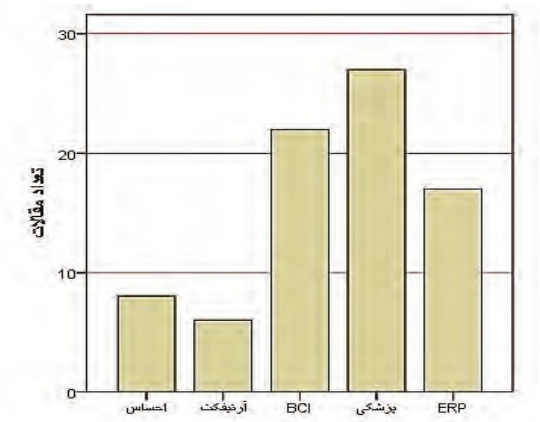
(جدول -۶) : دسته‌بندی مقالات براساس انواع طبقه‌بندی کننده‌ها

(Table- 6): Papers classification based on different types of classifiers

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

۶-۵ - کارهای انجام‌شده براساس انواع پژوهش‌ها در زمینهٔ پردازش سیگنال 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 به‌ترتیب، (۳۳/۸ درصد) بیشترین و (۷/۵ درصد) کمترین میزان فعالیت در زمینهٔ 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 کار انجام داده باشد و هدف مطالعه در راستای بررسی سیگنال‌های صرعی بوده است، به همین منظور با توجه به روال آزمایشی مطالعه، هدف مطالعه در نظر گرفته شده و در پژوهش‌های پزشکی قرار گرفته است. جدول (۷) نشان می‌دهد که تمرکز منابع روی کدام نوع پژوهش بوده است.



(شکل -۸) : فراوانی مقالات برمبنای 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	[۴-۶، 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

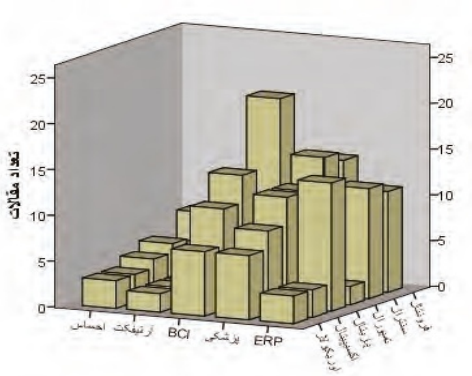
پژوهش‌گران با توجه به مراحل پردازش سیگنال مغزی، اخذ سیگنال و پیش‌پردازش، استخراج و کاهش ویژگی و طبقه‌بندی‌کننده‌ها ، روی همه و یا هر یک از مراحل در انواع پژوهش‌های مذکور، کار انجام دادند و نیز بدون درنظرگرفتن انواع پژوهش‌ها، مشخص شد که استفاده از ناحیهٔ مرکزی (سنترال) در مرحله اخذ سیگنال و استفاده از ویژگی‌های آماری در استخراج ویژگی و کاهش ابعاد ویژگی به روش گزینشی و نیز استفاده از طبقه‌بندی‌کننده بر پایهٔ 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 به‌ترتیب 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 دادهٔ 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

نمونه‌برداری‌شده بیان شود. از آن‌جایی‌که 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.

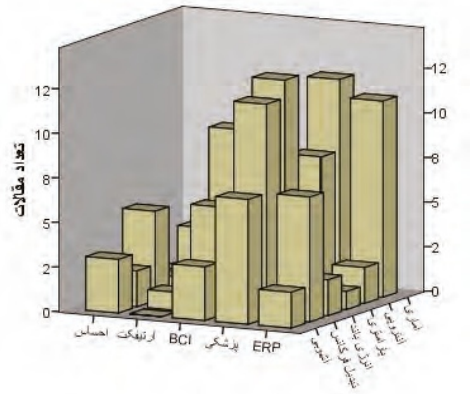
شکل‌های (۹) الی (۱۲) فراوانی مطالعات را با توجه به روش‌های مطرح‌شده در هریک از بخش‌های پردازشی سیگنال مغزی در انواع پژوهش‌های مطرح‌شده، نشان می‌دهد. جدول (۸) نشان می‌دهد که نتایج حاصله در هر یک از مراحل پردازش سیگنال، مربوط به کدام زمینه می‌شود.

در مرحله نخست پردازش سیگنال مغز، اخذ سیگنال و عملیات پیش‌پردازشی، به‌دلیل پراکندگی الگوریتم‌ها و روش‌های استفاده‌شده در مطالعات و نیز عدم معرفی پالاینده‌های مورد استفاده در برخی از مطالعات، تنها به بررسی نواحی اخذ سیگنال پرداخته شده است. همان‌طورکه در جدول (۹) مشاهده می‌کنید، مقالاتی که در زمینهٔ ERP فعالیت داشته‌اند، در بخش اخذ سیگنال، از ناحیه پریتال به اندازهٔ (۶۵/۲٪) بیشترین و از ناحیه تمپورال به اندازهٔ (۸/۷ درصد) کمترین نمونه‌برداری را انجام داده‌اند و (۱۷/۴ درصد) مقالات این حوزه از اوریکولار به‌عنوان 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 درمجموع می‌توان گفت پژوهش‌گرانی که برمبنای ERP کار انجام داده‌اند در (۶۵/۲ درصد) موارد، از کانال‌های تمپورال برای نمونه‌برداری استفاده کرده‌اند؛ ولی ناحیه‌ای نبوده که تمام مطالعات مربوط به این نوع پژوهش، از آن استفاده شده باشد. به‌عبارتی هرچه درصد استفاده به ۱۰۰ نزدیک باشد، نشان‌دهندهٔ 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 حوزهٔ پزشکی و BCI پرکاربرد بوده و از بین این دو حوزه، درصد کاربرد این کانال در پزشکی بیشتر از BCI برآورد شده است.



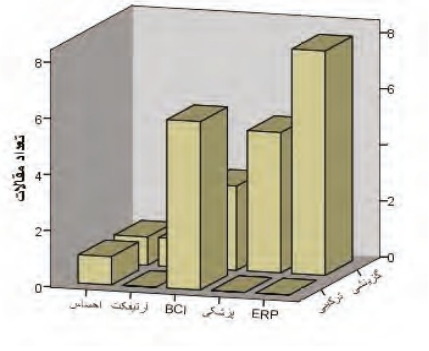
(شکل- ۹) : فراوانی مقالات در پژوهش‌های مختلف براساس نواحی مختلف مغزی نمونه گیری‌شده در بخش اخذ سیگنال

(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

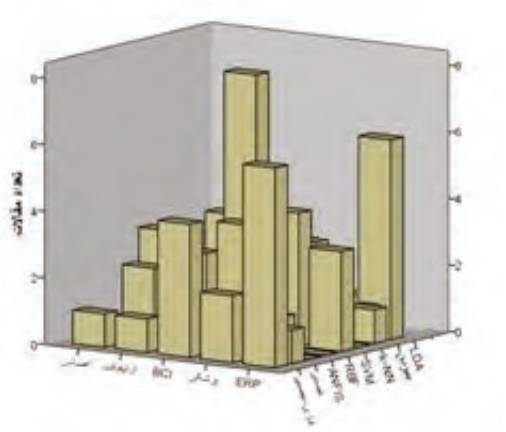
(Figure- 10): The number of various researches based on different used methods in feature extraction



(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

از طرفی مطابق با جدول (۸)، در بررسی احساس ۷۵ درصد مطالعات انجام‌شده از ناحیهٔ پیشانی (فرونتال)، در حوزهٔ شناخت و حذف آرتیفکت از ناحیهٔ پیشانی (فرونتال) و ناحیهٔ پشت‌سری مربوط به بینایی (اکسیپیتال) به اندازهٔ ۵۰ درصد، در زمینه BCI از ناحیهٔ مرکزی (سنترال) به اندازهٔ ۸۱/۵ درصد، در پژوهش‌های پزشکی از ناحیه پیشانی (فرونتال) و مرکزی (سنترال) به اندازهٔ ۸۲/۳ درصد و در پژوهش‌های مرتبط با ERP از ناحیهٔ آهیانه (پریتال) به اندازهٔ ۶۵/۲ درصد بیشترین استفاده جهت نمونه‌برداری صورت گرفته 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 به‌کار 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	فرونتال (75٪)	فرونتال و اکسیپیتال (50٪)	سنترال (81.5٪)	فرونتال/سنترال (82.3٪)	پریتال (65.2٪)
	کمترین	اکسیپیتال (25٪)	سنترال/تمپورال/پریتال (33.3٪)	تمپورال (22.2٪)	اکسیپیتال (58.8٪)	تمپورال (8.7٪)
مرجع	اوریکولار	25٪	50٪	29.6٪	41.2٪	17.4٪
استخراج ویژگی	بیشترین	آشوبی (37.5٪)	آماری/پارامتری/تبدیل فرکانس (16.7٪)	انرژی باند (43.5٪)	آماری/ انرژی باند/تبدیل فرکانس (44.4٪)	آماری (64.7٪)
	کمترین	انرژی باند (0٪)	آنتروپی/انرژی باند/آشوبی(0٪)	آنتروپی/آشوبی(13٪)	پارامتری/آشوبی (22.2٪)	پارامتری (5.9٪)
کاهش ویژگی	گزینشی	12.5٪	16.7٪	17.4٪	14.8٪	47٪
	ترکیبی	0٪	16.7٪	26٪	3.7٪	5.9٪
طبقه‌بندی کننده	بیشترین	LDA /SVM(37.5٪)	LDA/فازی-عصبی (16.6٪)	SVM(34.8٪)	SVM/عصبی (14.8٪)	LDA/ فازی-عصبی (35.3٪)
	کمترین	ANFIS/عصبی (0٪)	سایر روش‌ها (0٪)	ANFIS (0٪)	بیزین (0٪)	k-NN / RBF /ANFIS(0٪)

در بخش استخراج ویژگی روش آماری و پارامتری به‌ترتیب بیشترین (۶۴/۷ درصد) و کمترین (۵/۹ درصد) کاربرد را داشته است. ازآن‌جایی‌که بدون درنظرگرفتن دسته‌بندی مطالعات انجام‌شده، استخراج ویژگی براساس روش‌های آماری توانست به‌طورکل بیشترین فرآوانی 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 زمینهٔ قیدشده، داشته باشد. در ادامه می‌توان گفت علت پرکاربردبودن روش‌های آماری جهت استخراج ویژگی می‌تواند به‌دلیل آسان بودن پیاده‌سازی این روش و نیز دیرینه‌بودن آن باشد. به‌عبارتی درصد پایین استفاده از روش‌هایی بر مبنای مدل‌های پارامتری و یا مبتنی بر آنتروپی و آشوبی و غیره نه به‌دلیل عدم کارایی، بلکه از لحاظ دشواری در پیاده‌سازی،کمتر استفاده شده است؛ به‌عنوان مثال در مدل‌های پارامتری، با توجه به تعریف، در ابتدا می‌بایست مدلی را هم‌ارز با سیگنال در نظر گرفت؛ سپس ضرایب آن را به‌عنوان 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 پایهٔ برخی روش‌های دیگر استخراج ویژگی است. در رابطه با روش‌های مبتنی بر انرژی باندهای فرکانسی، ازآن‌جایی‌که تغییرات فرکانسی به‌عنوان

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 زمینهٔ پزشکی از روش‌های کاهش ابعاد ویژگی استفاده کرده‌اند. نتیجهٔ 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 اندازهٔ 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 برنامهٔ پردازش‌گر و یا ابزارهای سخت‌افزاری و نرم‌افزاری (به‌خصوص در سامانه‌های بلادرنگ که ابتدا سرعت اخذ سیگنال از طریق لایهٔ 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 بلادرنگ، 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 استفادهٔ 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 نتیجهٔ 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 ماشین همیاری‌کننده استفاده کرده‌اند و از این طریق با داشتن تمام ویژگی‌ها توانسته‌اند الگوریتم خود را بهبود بخشیده و به نتایج مطلوب‌تری برسند.

همان‌طورکه 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 زمینهٔ 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 زمینهٔ بررسی احساس توانسته بالاترین درصد فراوانی را به اندازهٔ (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 پایهٔ شبکه‌های عصبی به اندازهٔ (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. همان‌طورکه 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 زمینهٔ پزشکی

هدف این بخش از مطالعه، فعالیت در زمینهٔ 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، درنظر 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 برچسب‌گذاری‌شده بر اساس آزمون‌های بالینی و روان‌شناسی DSM-IV، در کلینیک روان‌پزشکی و روان‌شناسی طلوع واقع در شهر

رشت، نمونه‌برداری صورت گرفت. تمامی سوژه‌ها (مرد و زن) در دامنهٔ سنی ۲۲ تا ۴۵ سال بوده و سیگنال مغزی آنها از ۱۲ کانال مختلف با نرخ ۱۲۵ هرتز و دقت ۱۶ بیتی و درنظرگرفتن پالایهٔ میان‌گذر و حذف نوفهٔ 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 مرحلهٔ 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 درنظر 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 نمایندهٔ فرونتال و نماینده سایر نواحی (برای هر الگو)، با چهار خروجی برای هر الگو، به‌عنوان ویژگی درنظر 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 درنظرگرفتن 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 نتیجهٔ آزمایش، ویولت گسسته در سطح نخست تجزیه با پارامترهای C=10 و 0.3<sigma<0.6 در طبقه‌بند SVM، با کمترین درصد خطای مجذور میانگین MSE[1]، توانست بهترین قابلیت تفکیک را به اندازهٔ 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 واردکردن نمونه‌ها در آزمایش و انتخاب ویژگی‌های دیگر، طوری‌که 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 technqiues in each step of brain signal processing in anxiety and depression recognizing

۹- نتیجه‌گیری

در این مطالعه هشتاد مقالهٔ پژوهشی که توسط پژوهشگران ایرانی در زمینهٔ 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)، زمینهٔ پزشکی و نیز فعالیت در زمینهٔ 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 پژوش‌گران داشته است. نشان داده شد که درمجموع روش استخراج ویژگی بر مبنای روش‌های آماری، کاهش ویژگی به‌صورت گزینشی و طبقه‌بندی بر پایه ماشین‌های بردار پشتیبان (SVM) و نیز نمونه‌گیری‌شده از ناحیهٔ مرکزی (سنترال) سطح جمجمه، 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

[1] Mean Square Error (MSE)

(سنترال) در بخش اخذ سیگنال در زمینهٔ 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 جمجمه استفاده شده است و در هر یک از حوزه‌های مختلف فعالیت، نواحی خاصی جهت نمونه‌برداری مورد توجه قرار گرفته است. (در زمینهٔ بررسی احساس از ناحیه فرونتال، در زمینهٔ شناخت و حذف آرتیفکت از ناحیهٔ اکسیپستال و فرونتال، در زمینه BCI از ناحیهٔ سنترال، در حوزهٔ پزشکی از ناحیهٔ فرونتال و سنترال و در پژوهش‌های مرتبط با ERP از ناحیهٔ پریتال بیشترین نمونه‌برداری صورت گرفته است.) و همچنین مشخص شد که در هریک از انواع پژهش‌های 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 زمینهٔ شناخت و حذف آرتیفکت از روش‌های آماری و پارامتری و مبتنی بر تبدیل‌های فرکانسی یا زمان-فرکانس، در حوزهٔ 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 مرحلهٔ کاهش ویژگی در بررسی احساس کاهش ابعاد ویژگی به‌صورت گزینشی، در زمینهٔ شناخت و حذف آرتیفکت از روش ترکیبی و گزینشی به اندازهٔ یکسان، در حوزهٔ BCI از روش ترکیبی، در حوزهٔ پزشکی از روش گزینشی و در پژوهش‌های مربوط به ERP از روش گزینشی بیشترین استفاده صورت گرفته است.

جهت طبقه‌بندی ویژگی‌ها در زمینهٔ بررسی احساس از طبقه‌بند SVM و LDA، در حیطه شناخت و حذف آرتیفکت از طبقه‌بند LDA و طبقه‌بندی‌کننده بر پایهٔ شبکه‌های فازی-عصبی، در حوزهٔ 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 پایهٔ شبکه‌های فازی-عصبی بیشترین استفاده صورت گرفته است.

نکتهٔ 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 به‌اشتراک گذاشتهٔ استانداردی پیروی نکرده و نمونه‌برداری توسط گروه پژوهشی صورت گرفته است، مشخص نشده است که از چه استانداردی و از چه پالاینده‌ای با چه دقتی جهت نمونه‌برداری از سطح جمجمه، 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 استانداردی بوده است. بنابراین در بخش اخذ سیگنال و پیش‌پردازش تنها به بررسی کانال‌های استفاده‌شده در مطالعات پرداخته شد. از طرفی می‌توان به مشخص‌نبودن 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 و بالای چشم نمونه‌برداری انجام داده‌اند، در ناحیهٔ فرونتال قرار داده شد. در ادامه در برخی مطالعات علاوه‌بر فعالیت در بخش پیش‌پردازش روی سایر بخش‌های پردازشی نیز فعالیت انجام دادند که آن بخش‌ها در مطالعهٔ 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 سوژهٔ بیمار و بیست و پنج سوژهٔ سالم) صورت گرفت که دقت ۹۷ درصد حاصل شد.

با توجه به بررسی‌های انجام‌شده مشخص شد که فعالیت‌های انجام‌شده در زمینهٔ 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

شـــده اســـت که در ایران کمتر مورد توجه قرار گرفته‌اند و می‌تواند به‌عنوان فعالیت‌های آتی درنظر گرفته شوند. از طرف دیگر مشخص شد که یک مجموعه دادهٔ مناسب و استانداردی کـه پژوهش‌گران بتواننـد در یک زمینهٔ کاربردی خاص از آن استفاده کنند، وجود ندارد و فعالیت به‌منظور تهیهٔ یک پایگاه داده مناسب نیز می‌تواند گزینه دیگری برای پژوهش‌های آتی باشـــد. کار بر روی یک اختلال خاص در زمینهٔ پزشـــکی که بتوان از آن به‌عنوان یک معیار ســـنجش و مرجع برای کمک به روال درمانی استفاده کرد و همچنین طراحی و پیاده‌سازی واسط‌های مختلف نرم‌افزاری و سخت‌افزاری در زمینهٔ ارتباط مغز با رایانه، می‌توانند از پژوهش‌های پیش رو باشند.

۱۰- مراجع فارسی

[۵] س. خوش ضـــمیر، ع. رجـائیان. معرفی پایگاه داده: کنترل هوشـمند بازو با اسـتفاده از سـیگنالهای مغزی. *دوازدهمین کنفرانس ملی سیستم‌های هوشمند، انجمن سیستم‌های هوشمند ایران*. ۱۳۹۲.

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

[۷] اربابی ا. بررســی وابســتگی میان ویـژگی‌هـای موثر بکـار رفتـه در روش‌هـای مختلف طبقه‌بندی سیگنال‌های مغزی در BCI. *دانشگاه شریف*. ۱۳۸۴.

[۱۰] ف. شـــائق بروجنی، ع. عرفـانیـان امیدوار. حذف برخط آرتیفکت پلک زدن از سـیگنال های مغزی در سـیسـتم های ارتباطی مغز با کامپیوتر با اسـتفاده از تحلیل وفقی مولفه های مسـتقل. *نشـریه مهندسـی برق مهندسـی کامپیوتر ایران ۷(۳)*: ۱۹۹-۲۱۰. ۱۳۸۸.

[۱۱] ف. حمزه لو، ا. عرفـانیان. تشـــخیص میزان پیچیدگی فعالیت های ذهنی به وسـیله سیگنالهای مغزی با استفاده از شبکه های عصبی. *دانشکده فنی دانشگاه تبریز*. ۱۳۸۱.

[۱۲] س. نوشـادی، ح. ابوطالبی و همکاران. اسـتفاده از فیلتر وفقی در حذف آرتیفکت EOG از سـیگنال EEG مربوط به فعالیت های ذهنی. *هفدهمین کنفرانس مهندسـی پزشکی ایران، انجمن مهندسی پزشکی ایران*. ۱۳۸۹.

[۱۳] ص. لشـــگری، م. خلیل زاده. نمره بندی آرتیفکت های چشـمی و عضـلانی سـیگنال EEG با اسـتفاده از تبدیل ویولت. *چهارمین کنفرانس مهندســـی برق و الکترونیک ایران، دانشگاه آزاد اسلامی واحد گناباد*. ۱۳۹۱.

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

[۱۵] ر. محمـدی، ع. محلوجی فر. تعیین خودکـار پارامترهای پس پردازش درطراحی سـوئیچ مغزی آسـنکرون مبتنی برحرکت پا. *بیسـتمین کنفرانس مهندسـی برق ایران، دانشگاه تهران*. ۱۳۹۱.

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

[۱۷] س. ع. حسینی، م. خلیل زاده همکاران. آشکارسازی فشار هیجـانی بـه کمـک ویژگی‌هـای غیرخطی و طیف مرتبـه بالای سـیگنال مغزی. *مجله مهندسـی برق دانشگاه تبریز ۳۹(۲)*: ۱۴-۲۵. ۱۳۸۸.

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

[۱۹] غ. چمن آباد. ارزیابی تغییرات سـیگنال‌های مغزی در اخـتـلـال اضـــطـراب فـراگیر (Generalized Anxiety Disorder). *مهندسـی پزشـکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر*. ۲۰۱۲.

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

[۲۱] ا. ویسـی، ع. کریم پور و همکاران. معرفی معیاری جدید برای تشـخیص صـرع در سـیگنالهای الکتروانسـفالوگرام نویزی و کوتاه مدت بر اسـاس تحلیل الگوهای ترتیبی. *مجله فیزیک پزشکی ایران ۷(۱)*:۷۹-۹۲. ۲۰۱۰.

[۲۲] ع. اسلامی، ح. دهقانی و همکاران. پیاده سازی یک سامانه BCI برای تصـــور دو حرکت دســـت چپ و راســـت.

شانزدهمین کنفرانس دانشجویی مهندسی برق ایران، سازمان علمی دانشجویی مهندسی برق کشور. ۱۳۹۲.

[۲۳] س. آموزگار، م. پویان و همکاران. استفاده از شبکه‌های تجمیع خبرگان به منظور طبقه‌بندی سیگنال مغزی افراد سالم و بیماران صرعی. *نشریه سیستم‌های هوشمند در مهندسی برق ۴(۱):* 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 داده‌ها (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 سیگنال‌های مغزی. *Journal of Mathematics* ۲۰۱۰.

[۲۷] ا. ایل بیگی، م. یزدچی. بازشناسی حالتهای مختلف احساسی با استفاده از سیگنالEEG . *بیستمین کنفرانس مهندسی برق ایران، دانشگاه تهران.* ۱۳۹۱.

[۲۸] ع. ا. کیخا جوان، ج. شیرازی. تشخیص احساسات برمبنای سیگنالهای مغزی بااستفاده ازتبدیل موجک وروش دسته‌بندی SVM. *پنجمین کنفرانس ملی مهندسی برق و الکترونیک ایران، دانشگاه آزاد اسلامی واحد گناباد.* ۱۳۹۲.

[۲۹] حسینی س. طبقه‌بندی 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 داده‌ها (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 طبقه‌بندی‌کننده تنک در سیستم‌های واسط مغز ـ کامپیوتر با استفاده از الگوریتم الگوهای مکانی مشترک. *دومین کنفرانس بیوالکترومغناطیس ایران، انجمن مهندسی پزشکی ایران.* ۱۳۹۲.

[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 فعالیت‌های ذهنی بر پایهٔ الگوریتم EMD. *مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۲۹(۱۷۴).* ۱۳۹۰.

[۳۸] ن. بخشنده باورساد، ع. عصاره و همکاران. استفاده از دسته‌بندی 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 دسته‌بندی سیگنال های مغزی بااستفاده ازروشهای 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 تک‌کاناله 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*

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 الکتروانسفاگرافی با مدل فرآیند گوسی. *مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۳۱(۲۴۳)*:۹۸۵-۹۹۶. ۲۰۱۳.

[۴۷] م. عرب، ا. صورتگر و همکاران. پردازش سیگنال‌های الکتروآنسفالوگرافی 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 EEGبا 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 ۱۶(۱)*: ۲۴-۳۳. ۲۰۱۳.

[۵۲] م. اسماعیل پور، ا. نومی گلزار و همکاران. تحلیل سیگنالهای الکتروآنسفالوگرافی 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 بالا. *نهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، انجمن مهندسی پزشکی ایران*. ۱۳۸۷.

[۵۶] ع. گشوارپور، س. راحتی قوچانی و همکاران. ارزیابی دینامیک های غیرخطی سیگنال الکتروآنسفالوگرام 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 تشدیدی 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 نوارمغزی در تشخیص سکته مغزی. *نشریه پژوهش در پزشکی ۳۶ (۲)*:۸۲-۸۸,۱۳۹۱.

[۶۳] رضانیا، 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)*: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)*: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.

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

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

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

[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 طبقه‌بندی کننده شبکه عصبی. *دو فصل نامه پردازش علائم و داده‌ها (۱)*:۷۱-۷۸,۱۳۸۸.

[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 داده‌ها (۱)*:۲۳-۳۲,۱۳۸۸.

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

[۷۶] ا. امیدوارنیا، ف. عطری و همکاران. استفاده از ویژگی‌های فرکتالی سیگنال EEG در حوزه فرکانس برای طبقه‌بندی فعالیت‌های ذهنی خاص. *گروه مهندسی برق و کامپیوتر دانشکده فنی دانشگاه تهران*. ۲۰۰۴.

[۷۷] 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 سپکتروم به روش بازگشتی مرتبه سه. *دوازدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، انجمن مهندسی پزشکی ایران*. ۱۳۸۴.

[۷۸] ز. خلیلی، م. ح. مرادی. طبقه‌بندی احساس افراد با استفاده از سیگنال های مغزی و محیطی. *دو فصل نامه پردازش علائم . داده‌ها (۱)*:۳۳-۵۲,۱۳۸۸.

[۷۹] ع. عرفانیان امیدوار، ع. عرفانی. تشخیص الگوهای EEG در هنگام تصور حرکت دست با استفاده از یک طبقه‌بندی کننده مبتنی بر تجزیه و تحلیل مؤلفه‌های مستقل. *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 Electrocorticography and Intracortical Microelectrode Arrays. *Frontiers in Integrative Neuroscience: Review 9(40)* , 2015.

[3] A. Bashashati, M. Fatourechi, 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.

Engineering, Amir Kabir University of Technology, 2012.

[20] S. Rezania, 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 Elec-trical 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*

Conference on Biomedical Engineering. Iranian Society for Biomedical Engineering, 2011.

[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. Shamsullahi. 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*

Artificial Neural Networks. *Arak Medical University Journal 16 (1)*: 24-33, 2013.

[52] M. Esmaeil-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. Vatankhah,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. Khorasgan 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.

[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.

[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.

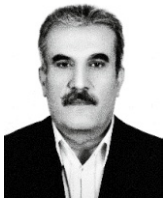
[82] M. Jalili, E. Barzegharan, M. Knyazeva. Synchronization of EEG: Bivariate and multivariate measures. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. 22*, 212–221, 2013.

[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.

اسداله 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 رشتهٔ مهندسی کامپیوتر از دانشگاه شیراز و مدرک کارشناسی خود را در سال ۱۳۷۲ در رشتهٔ 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 رایانامهٔ 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 رایانامهٔ ایشان عبارت است از:

k-najafi@gums.ac.ir

طاهره نجفی دانشجوی کارشناسی ارشد دانشگاه آزاد اسلامی واحد رشت در رشتهٔ مهندسی نرم‌افزار کامپیوتر، مدرک کارشناسی خود را در سال ۱۳۹۰ در رشتهٔ مهندسی کامپیوتر از دانشگاه آزاد اسلامی واحد لاهیجان دریافت کرده است. زمینه‌های پژوهشی مورد علاقهٔ ایشان الگوریتم‌های موازی، پردازش سیگنال، فعالیت در زمینهٔ BCI است.

نشانی رایانامهٔ ایشان عبارت است از:

Tata.najafi@hotmail.

تجزیهٔ تُنُک تصاویر ابرطیفی با استفاده از یک کتابخانهٔ طیفی هرس‌شده

حسین فیاضی[1*]، حمید دهقانی[2] و مجتبی حسینی[3]

[1]مجتمع فناوری اطلاعات و ارتباطات، دانشگاه صنعتی مالک اشتر، تهران، ایران
[2]مجتمع مهندسی برق و الکترونیک، دانشگاه صنعتی مالک اشتر، تهران، ایران
[3]دانشکده مهندسی کامپیوتر، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

چکیده

تجزیهٔ طیفی تصاویر ابرطیفی یکی از زمینه‌های پژوهشی مهم در سنجش از دور است. در همین اواخر استفادهٔ مستقیم از کتابخانه‌های طیفی برای انجام تجزیهٔ طیفی افزایش یافته است. در این روش‌ها که به تجزیهٔ تُنُک موسومند، نیازی به استخراج مواد پایه و تعیین تعداد آن‌ها از قبل نیست؛ امّا از آن‌جا که کتابخانه‌های طیفی حاوی طیف‌هایی هستند که همبستگی زیادی دارند، روش‌های تجزیهٔ تُنُک ممکن است، راه‌حل‌های نیمه بهینه‌ای تولید کنند. از طرف دیگر بسیاری از این روش‌ها، نسبت به نوفه حساس بوده و علاوه‌براین به راه‌حل به‌طورکامل تُنُکی منجر نمی‌شوند. در این مقاله برای حل مشکلات بالا، در ابتدا کتابخانهٔ طیفی براساس اطلاعات طیفی موجود در تصویر و با استفاده از تکنیک‌های خوشه‌بندی و طبقه‌بندی، هرس شده و سپس از الگوریتم ژنتیک برای تجزیهٔ تُنُک 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 کتابخانهٔ طیفی، تجزیهٔ تُنُک.

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

Hossein Fayyazi[1*], Hamid Dehghani[2] & Mojtaba Hosseini[3]

[1]Faculty of ICT, Malek-Ashtar University of Technology, Tehran, Iran
[2]Faculty of Electrical and Electronic Engineering, Malek-Ashtar University of Technology, Tehran, Iran
[3]Department 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

* نویسندهٔ عهده‌دار مکاتبات