طبقه‌بندی پتانسیل‌های وابسته به رخداد مربوط به حافظه در بازشناسی تصاویر جدید و قدیم با استفاده از ویژگی‌های زمان–فرکانس

ساجده رضانیا[۱]، علی مطیع نصرآبادی[۲]، وحید ابوطالبی[۳]، مجید قشونی[۴]

۱- پژوهشکده پردازش هوشمند علائم

۲-گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی، دانشگاه شاهد

۳-دانشگاه یزد، پژوهشکده‌ی پردازش هوشمند علائم

۴-دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد

نویسنده‌ی عهده‌دار مکاتبات: ساجده رضانیا

چکیده:

هدف از این تحقیق طراحی یک سیستم ارزیاب حافظه با استفاده از پتانسیل‌های وابسته به رخداد مغزی است. به این منظور، از دادگان پتانسیل‌های وابسته به رخداد ثبت شده روی سه کانال Pz، Cz و Fz استفاده شده است که در آن، طی آزمایشی از افراد خواسته شده است، تصاویر بی‌معنایی را که در مرحله‌ی آموزش مشاهده کرده‌اند، از تصاویری که تاکنون ندیده‌اند تفکیک نمایند. جهت تحقق این امر، از ویژگی‌های مرتبط با فعالیت حافظه در حوزه زمان–فرکانس استفاده‌گردید. ضرایب تبدیل موجک گسسته‌ی پتانسیل‌های وابسته به رخداد، محاسبه شد و سپس با استفاده از میانگین، واریانس و انرژی ضرایب برخی باندها، مجموعا ۳۶ ویژگی روی سه کانال به‌دست‌آمد. پس از انتخاب ویژگی‌های مناسب روی تک کانال‌ها و مجموع سه کانال، آنالیز تفکیک خطی، جهت به‌دست‌آوردن درصد تفکیک دو گروه توسط ویژگی‌های منتخب انجام گرفت. سرانجام با ترکیب ویژگی‌های سه کانال، دادگان دو گروه با درصد درستی ۸۹/۳٪ در مرحله‌ی آزمون تفکیک شدند.

واژه‌های کلیدی: پتانسیل‌های وابسته به رخداد، تبدیل موجک گسسته، آنالیز تفکیک خطی

۱ - مقدمه

حافظه، طرحی فرضی از سه فرآیند مشخص ولی جدانشدنی و وابسته به یکدیگرِ ثبت[۱]، ذخیره[۲] و بازیابی[۳] است. فرآیند ثبت، ورود هر تحریکی به سیستم حافظه را بیان می‌کند. مرحله‌ی ثبت برای ذخیره لازم است ولی کافی نیست. در این فرآیند اطّلاعاتی که از تحریکِ رخ داده، استخراج شده کُد می‌شود. ذخیره، فرآیندی است که طی آن اطّلاعات سازماندهی و اندوخته می‌گردد. این مرحله برای بازیابی لازم است، اما کافی نیست. بازیابی، فرآیند دستیابی به اطّلاعاتی است که به سیستم وارد شده است[۱]. زمانی که چیزی را به یاد می‌آوریم، پردازشی صورت می‌گیرد که طی آن، در مغز بازیابی و بازسازی اطّلاعات مرتبط با کار انجام شده یا مسئله‌ی فراگرفته شده صورت می‌پذیرد. در مطالعات انجام شده در حوزه‌ی بازیابی حافظه، فرد اطلاعاتی را در مرحله‌ی آموزش به خاطر می‌سپارد و در مرحله‌ی آزمون یا بازیابی این اطّلاعات در برابر این سؤال که آیا شیء مورد نظر را در مرحله‌ی آموزش، دیده یا خیر، تصمیم می‌گیرد. به‌طور کلی دو حوزه جهت اندازه‌گیری فعالیت‌های مغزی وجود دارد؛ حوزه‌ی اوّل، روش همودینامیکی مبتنی بر تصویربرداری عملکردی مغز است که بر اساس تشخیص جریان خون و اکسیژن در نواحی مربوطه در مغز عمل می‌کند و PET[۴] و fMRI[۵]، زیرمجموعه‌ی آن هستند. حوزه‌ی دوم، روش‌های مبتنی بر ثبت فعالیت الکتریکی سر (EEG[۶]) هستند که تحلیل پتانسیل‌های وابسته به رخداد[۷]، در این حوزه قابل

[1] registration
[2] storage
[3] retreival

[4] Positron Emission Tomography
[5] Functional Magnetic Resonance Imaging
[6] Electroencephalography
[7] Event Related Potential

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]

بحث است. روش‌های همودینامیک وضوح مکانی بیشتری دارند در حالی‌که با استفاده از پتانسیل‌های وابسته به رخداد، می‌توان از وضوح زمانی بالاتری بهره‌مند شد. تاکنون تحقیقات زیادی برای آشکارسازی حافظه براساس تحلیل پتانسیل‌های وابسته به رخداد صورت‌گرفته‌است. برای مثال *جانسون*[1] و *راگ*[2] طی دو تحقیق جداگانه به این نتیجه رسیدند که پاسخ به کلماتی که قبلاً به خاطر سپرده شده‌اند یا به اصطلاح "کلمات قدیم"، نسبت به "کلمات جدید"، منجر به بروز مؤلفه‌ی LPC[3] با دامنه‌ی مثبت بیشتر در بازه‌ی ۴۰۰ تا ۸۰۰ میلی‌ثانیه پس از تحریک می‌شود، به‌طوری که این اختلاف در ناحیه‌ی *پاریتال*[4] نسبت به نواحی دیگر سطح سر بیشتر بود [۳،۲]. هم‌چنین براساس تحقیقات دیگری که توسط *فریدمن*[5] و *بسون*[6] و در سال‌های ۱۹۹۰ و۱۹۹۲ میلادی انجام شد، ارتباط یکی دیگر از مؤلفه‌های پتانسیل وابسته به رخداد به نام N400 که ۴۰۰ میلی‌ثانیه پس از تحریک و با دامنه‌ی منفی ظاهر می‌شود، با تصمیم‌گیری بین کلمات قدیم و جدید گزارش‌شد. به طوری‌که این مؤلفه در پاسخ به تحریک قدیم، دامنه منفی کمتری نسبت به تحریک جدید داشت و این اثر در ناحیه *فرونتال*[7] بیشتر از سایر نواحی بود[۵،۴]. علاوه بر این در تحقیق دیگری که توسط *فینگن*[8] و همکارانش در سال ۲۰۰۲ میلادی صورت‌گرفت، به بررسی اثر تکرار کلمات در مرحله‌ی آموزش در پتانسیل وابسته به رخداد هنگام پاسخ‌گویی به کلمات جدید و قدیم پرداخته شد. طبق نتایجی که از این تحقیق به‌دست آمد، دامنه‌ی مؤلفه‌ی N400 مرتبط با عامل تکرار بود؛ به‌طوری‌که دامنه‌ی آن در پاسخ به تحریک با تکرار کمتر (یک بار)، منفی‌تر از پاسخ به تحریک با تکرار بیشتر (سه بار) و در پاسخ به تحریک جدید، منفی‌تر از دو حالت قبل بود و این اثر در ناحیه‌ی پاریتال محسوس‌تر از نواحی دیگر گزارش‌شد[۶]. در تحقیق دیگری که توسط *دیزول‌کیفلی*[9] و همکارانش انجام‌شد، اثر نوع تحریک (تحریک هدف و غیرهدف) در سیگنال‌مغزی ثبت‌شده بررسی گردید. به این نحو که در مرحله‌ی آموزش، با تعریف دو کار خاص برای سوژه، هنگام نمایش هر کلمه، ارتباط کلمه با هر کار مشخص‌شد؛ سپس در مرحله‌ی آزمون با تعریف یکی از کارها به عنوان هدف، از سوژه خواسته شد با زدن کلید، کلمات متناسب با کار هدف را از غیرهدف تفکیک‌کند. نتایج این تحقیق نشان داد دامنه‌ی پتانسیل وابسته به رخداد مربوط به تحریک هدف، بزرگتر از غیرهدف است و ناحیه‌ی پاریتال، بیشترین اختلاف را در پتانسیل‌های وابسته به رخداد ثبت شده بین این دو نوع تحریک داشت[۷]. مطالعه‌ی دیگری که توسط قشونی در دانشگاه آزاد مشهد انجام‌شد از حوزه‌ی تحلیل شهودی و یا آماری پتانسیل‌های وابسته به رخداد فراتر رفته و از تحلیل‌های مبتنی بر روش‌های بازشناسی الگو بهره برده است[۸].

۲ - مشخصات ثبت داده‌های استفاده شده

در تحقیق حاضر، از داده‌های ثبت‌شده توسط قشونی (یکی از نویسندگان) و همکارانش استفاده‌گردیده که جزئیات کامل مربوط به آن در مرجع [۸] آمده‌است. پروتکل استفاده‌شده جهت ثبت داده‌ها به این صورت بود که در مرحله‌ی آموزش، ۱۵ تصویر بدون مفهوم سیاه و سفید متفاوت، با ترتیب تصادفی روی نمایشگر که مقابل فرد قرار داشته نمایش داده و از او خواسته شد تصاویر را به خاطر بسپارد. در فاز آزمون که بلافاصله پس از اتمام مرحله‌ی آموزش آغاز می‌شد، مجموعه‌ای از تصاویری که در مرحله‌ی آموزش نمایش داده شده (قدیم) و تصاویری که در مرحله‌ی آموزش نمایش داده نشده (جدید)، به فرد نشان داده و از او خواسته شد که از طریق فشردن دو کلید که مقابل انگشتان اشاره‌ی دست راست و چپ او قرار دارد، بین تصاویر جدید و قدیم، تصمیم‌گیری نماید؛ به‌طوری که به محض مشاهده‌ی تصویر قدیمی، کلید راست و در غیر این صورت کلید چپ را فشار دهد. زمان نمایش هر تصویر در مرحله‌ی آموزش، به‌گونه‌ای در نظر گرفته شد که سوژه، فرصت تحلیل تصاویر و یا تطبیق آن با دانش قبلی خود را نداشته باشد. بر این اساس در مرحله‌ی آموزش و آزمون، مدت زمان نمایش هر تصویر، ۷۰۰ میلی ثانیه و مدت زمان خالی بودن صفحه پس از نمایش هر تصویر در مرحله‌ی آموزش، برابر ۱ ثانیه و در مرحله‌ی آزمون ۱/۷ ثانیه بود. تعداد تصاویر در مرحله‌ی آزمون برابر ۳۰ تصویر بی‌مفهوم بود که ۱۵ عدد آن‌ها را تصاویر قدیمی و ۱۵ تصویر باقی مانده را تصاویر جدید تشکیل می‌دادند. این تصاویر به‌صورت تصادفی با یکدیگر

---

1 Johnson
2 Rugg
3 Late Positive Component
4 Parietal
5 Friedman
6 Besson l
7 Frontal
8 Finnigan
9 Dzulkifli

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]

ترکیب و به سوژه، نمایش داده شدند. داده‌ها، از ۲۷ نفر از دانشجویان فنی- مهندسی مرد در محدوده‌ی سنی ۲۰ تا ۲۸ ثبت گردید که همگی دارای بینایی طبیعی یا تصحیح شده بودند. همچنین از تعداد کل سوژه‌ها، ۴ نفر چپ دست بوده‌اند. قبل از انجام آزمایش، مشخصات فردی و سابقه‌ی بیماری و آمادگی سوژه برای انجام آزمایش، سؤال شده، همچنین فرم دستورالعمل انجام آزمایش، توسط فرد مورد مطالعه قرار گرفته بود؛ سپس با نصب الکترودهای نوار مغز EEG بر روی سر، فرد آماده‌ی آزمایش شد. سیگنال‌های مغزی با استفاده از الکترودهای Ag-AgCl مطابق سیستم استاندارد ۱۰-۲۰ و از کانال‌های Pz، Cz و Fz روی خط وسط سر ثبت شده‌اند و اتصال دو گوش نیز به عنوان مرجع در نظرگرفته شده است. برای ثبت زمان‌های پلک‌زدن و حذف اثر آن در سیگنال‌های ثبت‌شده، دو الکترود در بالا و پایین چشم راست سوژه نصب شده و ثبت EOG عمودی به‌کمک آن انجام گرفته است. سیگنال‌ها با نرخ ۲۵۶ هرتز نمونه‌برداری شده و جهت پردازش‌های بعدی ذخیره شده‌اند. بر روی هر سوژه ۲ یا ۳ آزمایش انجام‌گرفت که بعضی از آزمایش‌ها به‌دلیل دقّت پایین سوژه در پاسخ‌گویی و یا آرتیفکت زیاد، حذف شد[۸].

۳ - روش‌های پردازشی

به‌طورکلی در مسائل پردازشی، درگیر۴ حوزه‌ی پیش پردازش، استخراج ویژگی، انتخاب ویژگی و طبقه‌بندی هستیم (شکل ۱). با توّجه به خصوصیات مورد کاربرد سیگنال مورد نظر، پیش‌پردازش‌های خاصی جهت آماده نمودن آن برای انجام مراحل بعدی نیاز است. در بحث استخراج ویژگی، تلاش بر این است که بر اساس اطّلاعات موجود از منشأ و طبیعت سیگنال، به بررسی وجهی از سیگنال پرداخته شود که بیشترین اطّلاعات مورد نیاز در مسئله‌ی مور نظر را فراهم می‌کند (در واقع به‌گونه‌ای به سیگنال نگاه شود که آن نگاه، ارزشمندترین اطّلاعات در کاربرد مورد نظر را به دست دهد). واضح است که در فضای جدید ویژگی‌ها، اطلاعات مفید و ضروریِ مدّ نظر، با اطّلاعات غیرمفید یا هم‌بسته، ترکیب شده‌اند؛ پس نیاز است حداقّل اطّلاعات مفید و ضروری جهت تفکیک دادگان انتخاب شده و سپس در فاز طبقه‌بندی با توجه با داده‌هایی که در اختیار است، طبقه‌بندی‌کننده‌ی مناسب انتخاب شده و داده‌های دو گروه از یکدیگر تفکیک گردند.



شکل(۱): مراحل انجام کار

۳-۱- پیش پردازش

در این مرحله، هدف حذف عوامل مداخله‌ای نویز برق شهر، سطح DC و اثر پلک‌زدن که روی سیگنال EEG ظاهرمی‌شود، از سیگنال اصلی است. برای حذف سطح DC و نویز برق شهر به ترتیب، سیگنال از یک فیلتر بالاگذر elliptic درجه۴ با فرکانس قطع ۰/۵ هرتز و یک فیلتر پایین گذر elliptic درجه۸ با فرکانس قطع ۳۵ هرتز عبور داده شده و هم‌چنین برای حذف اثر سیگنال تداخلی EOG از EEG، فیلتر غیرخطی ANFIS به کار گرفته شده است. در ضمن سیگنال‌هایی که در طول ثبت آن‌ها، دامنه از حد آستانه‌ی ۱۰۰ میکروولت بالاتر رفته، به‌عنوان داده‌ی غیرمعتبر تلقی شده و در ادامه، به کار برده نشدند. ۲۵۶ نمونه از سیگنال مربوط به لحظه‌ی شروع هر تحریک تا یک ثانیه بعد از آن، برای هر سه کانال ثبت Fz، Cz و Pz جدا شد. به‌منظور استخراج پتانسیل وابسته به رخداد از سیگنال پس زمینه‌ی مغزی EEG، تک‌ثبت‌های به دست آمده در هر آزمایش، میانگین‌گیری شده‌اند. درمجموع ۱۲۲ داده‌ی ERP متوسط‌گیری‌شده، به دست آمد که ۶۱ نمونه مربوط به تحریک قدیم و ۶۱ نمونه مربوط به تحریک جدید بود[۸].

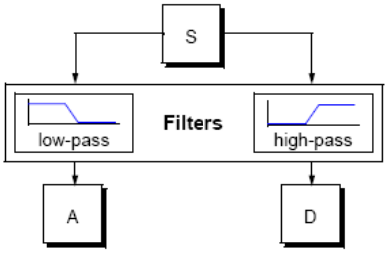
۳-۲- استخراج ویژگی

همان‌طور که گفته شد، استخراج ویژگی باید با توجّه به خصوصیات سیگنال انجام‌گیرد تا ویژگی‌های به‌دست‌آمده معنادار و قابل بحث و بررسی باشند. تبدیل موجک یک روش تجزیه‌ی بهینه‌ی زمان-فرکانس است [۹] که روی پتانسیل‌های وابسته به رخداد، استفاده شده است [۱۲،۱۱،۱۰]. با توجه به این امر، تبدیل موجک که سیگنال را از فضای یک بعدی زمان به فضای جدید دو بعدی زمان-فرکانس منتقل می‌کند، این قابلیت را ایجاد می‌نماید که اطّلاعات وابسته به زمان و مرتبط با فرکانس در ERPها استخراج و به دقّت اندازه‌گیری شوند[۱۴،۱۳]. فایده‌ی اصلی تبدیل موجک خاصیت چندتفکیکی[1] است که پنجره‌های زمانی کوتاه‌تر را برای فرکانس‌های بالاتر و پنجره‌های زمانی طولانی‌تر را برای فرکانس‌های پایین‌تر به

[1] Multi-resolution

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]

کار می‌گیرد، مشخصه‌ای که به دقت با خصوصیت‌های ساختاری سیگنال‌های ERP مطابق است[۱۵،۱۶،۱۷]. در این تحقیق از تبدیل موجک گسسته جهت استخراج ویژگی استفاده شده است. همان‌گونه که در شکل(۲) می‌بینیم، در تبدیل موجک گسسته، در اولین سطح تجزیه، سیگنال مورد نظر از دو فیلتر پایین و بالاگذر عبور می‌نماید. بخش‌هایی که از فیلترهای پایین و بالاگذر عبور نموده‌اند به ترتیب، تقریب[1] و جزئیات[2] سیگنال را به‌وجود می‌آورند که بخش تقریب، حاوی قسمت فرکانس پایین سیگنال و بخش جزئیات حاوی قسمت فرکانس بالای سیگنال می‌باشد.



شکل(۲): نمایش اولین سطح تجزیه سیگنال S به قسمت‌های تقریب A و جزئیات D. بخش A و D به ترتیب پس از عبور از فیلتر پایین و بالاگذر تولید شده‌اند.

در سطوح بعدی، تنها بخش تقریب‌زده‌شده از فیلترهای مربوطه عبور می‌نماید و این تجزیه تا سطح دلخواه ادامه یافته و ضرایب مورد نظر به دست می‌آیند[۱۸].

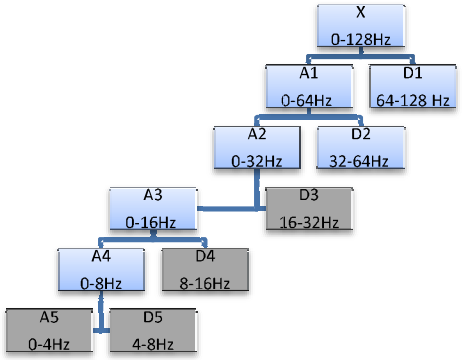
۳-۲-۱- اعمال موجک گسسته روی دادگان

همان‌گونه که در شکل(۳) نشان داده شده، در این تحقیق با اعمال تبدیل موجک روی سیگنال‌ها، آن‌ها را تا ۵ سطح تجزیه نموده و ضرایب مربوط به D1، D2، D3، D4، D5 و A5 به دست‌آمده‌اند (با توجه به اینکه فرکانس نمونه‌برداری ۲۵۶ هرتز بوده است بر اساس قضیه نایکوئیست، سیگنال نمونه‌برداری شده حاوی فرکانس‌های ۰ تا ۱۲۸ هرتز می‌باشد).

تبدیل موجک گسسته با موجک‌های متفاوت که در تحقیقات مختلف، جهت تحلیل سیگنال ERP استفاده شده‌اند، جهت بررسی اثر نوع موجک در نتایج به دست آمده روی سه کانال اعمال شد. موجک‌های استفاده شده عبارتند از: *دابیچیز*[3] ۴ (db4) [۱۹،۲۰،۲۱]، *بای‌اورتوگونال*[4] ۳/۹ (bior3.9) [۱۹،۲۰،۲۱] ، *بی‌اسپیلاین* (Bspline)[۲۲،۲۳] ، *لماری* (Lemarie) [۱۹،۲۰] و *سیملت*[5] ۳ (Sym3)[۲۴] .

به‌دلیل اعمال فیلتر بالا گذر اولیه‌ی ۳۵ هرتز روی سیگنال‌ها، تنها ضرایب مربوط به باندهای فرکانسی A5 ، D5 ، D4 و D3 حاوی اطّلاعات قابل استفاده هستند.

توسط محاسبه میانگین، واریانس و مجموع قدرمطلق ضرایب در باندهای فرکانسی مذکور، ویژگی‌هایی به‌دست آمده‌اند که بعداز این سیگنال‌ها توسط آن‌ها توصیف می‌شوند[۱۹،۲۰] . به‌این‌صورت که μ_{A5}، برابر با میانگین ضرایب در باند فرکانسی۴-۰ هرتز، μ_{D5} برابر با میانگین ضرایب در باند فرکانسی۸-۴ هرتز، μ_{D4} برابر با میانگین ضرایب در باند فرکانسی ۱۶-۸ هرتز، μ_{D3} برابر با میانگین ضرایب در باند فرکانسی۳۲-۱۶هرتز، var_{A5} برابر با واریانس ضرایب در باند فرکانسی۴-۰ هرتز، var_{D5} برابر با واریانس ضرایب در باند فرکانسی ۸-۴ هرتز، var_{D4} برابر با واریانس ضرایب در باند فرکانسی ۱۶-۸ هرتز، var_{D3} برابر با واریانس ضرایب در باند فرکانسی۳۲-۱۶هرتز، sum_{A5}، برابر با مجموع قدرمطلق ضرایب در باند فرکانسی۴-۰ هرتز، sum_{D5} برابر با مجموع قدرمطلق ضرایب در باند فرکانسی ۸-۴ هرتز، sum_{D4} برابر با مجموع قدرمطلق ضرایب در باند فرکانسی ۱۶-۸ هرتز و sum_{D3} برابر با مجموع قدرمطلق ضرایب در باند فرکانسی۳۲-۱۶هرتز می‌باشد. درنتیجه ۱۲ ویژگی برای هر کانال به‌دست آمد که در جدول(۱) به‌اختصار قابل مشاهده هستند.



شکل(۳): نمایش ۵ سطح تجزیه‌ی موردنیاز. در این تحقیق، با توجه به محتویات فرکانسی سیگنال، از باندهای فرکانسی A5، D5، D4 و D3 استفاده می‌شود که بلوک‌های مربوط به آن‌ها با رنگ خاکستری مشخص شده‌اند.

[1] Approximation
[2] Detail
[3] Daubechies
[4] Biorthogonal
[5] Symlet

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]

جدول(۱): ویژگی‌های به دست آمده در هر کانال

باندفرکانسی / ویژگی	۰-۴ هرتز (A5)	۴-۸ هرتز (D5)	۸-۱۶هرتز (D4)	۱۶-۳۲هرتز (D3)
میانگین ضرایب‌باند	μ_{A5}	μ_{D5}	μ_{D4}	μ_{D3}
واریانس ضرایب‌باند	var_{A5}	var_{D5}	var_{D4}	var_{D3}
مجموع قدرمطلق ضرایب‌باند	sum_{A5}	sum_{D5}	sum_{D4}	sum_{D3}

۳-۲-۲ انتخاب موجک مناسب روی هر کانال

در این بخش به‌دنبال یافتن بهترین موجک در هر کانال هستیم. از ۱۲ ویژگی به‌دست‌آمده روی هر یک از سه کانال پس از اعمال موجک‌های ذکر شده در بخش ۳-۲-۱، جهت یافتن بهترین موجک تفکیک‌کننده دو گروه استفاده شد. به این‌صورت که در هر یک از کانال‌ها ویژگی‌های مربوطه پس از تبدیل موجک توسط موجک‌های مختلف روی سیگنال مورد نظر استخراج شده سپس طبقه‌بندی با استفاده از آنالیز تفکیک خطی انجام شده است. موجکی که در هر کانال بهترین تفکیک را ایجاد نمود، در تحلیل‌های بعدی به کار گرفته شد.

۳-۳ انتخاب ویژگی

انتخاب ویژگی در دو سطح تک‌کانال و مجموع سه‌کانال انجام شده است.

۳-۳-۱ انتخاب ویژگی روی تک کانال‌ها

جهت انتخاب ویژگی‌های مناسب از دو روش آزمون t و تحلیل تفکیکی قدم به قدم استفاده شده است.

۳-۳-۱-۱ استفاده از معیار t روی هر کانال

آزمون t، محکی است برای سنجش تفکیک‌پذیری دو گروه که خروجی آن مقادیر t و p هستند. در این آزمون تمایزپذیری[1] دو گروه براساس ویژگی مورد نظر آزموده می‌شود. به این‌صورت که در ابتدا فرضیه‌ای به نام فرضیه‌ی صفر در نظر گرفته می‌شود و در آن با احتمال ۰/۰۵ فرض می‌شود که دو گروه، به‌طور معناداری قابل تمایز نیستند.

[1] Discriminability

سپس با فرض برابر بودن واریانس‌های دو گروه، معیار t، بر اساس رابطه‌ی (۱) به‌دست می‌آید.

$$t = \frac{\overline{X_1} - \overline{X_2}}{Sp\sqrt{\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2}}} \qquad (۱)$$

که در آن Sp از رابطه(۲) قابل محاسبه است.

$$Sp = \sqrt{\frac{(n_1 - 1)S_1^{\,2} + (n_2 - 1)S_2^{\,2}}{n_1 + n_2 - 2}} \qquad (۲)$$

برای هر مقدار t، احتمال مربوط به آن از نمودار توزیع t به‌دست می‌آید، اگر این احتمال از ۰/۰۵کمتر بود، فرضیه‌ی صفر رد شده و دو گروه، به‌طور معناداری توسط آن ویژگی از یکدیگر تفکیک‌پذیرند؛ در غیر این صورت، ویژگی مورد نظر، تفاوت معناداری بین دوگروه ایجاد نمی‌کند[۲۵]. قدرمطلق t به‌دست‌آمده برای هر ویژگی، معیاری برای میزان تفکیک‌پذیری دو گروه بر اساس آن ویژگی است. با این معیار، ویژگی‌ای تفکیک‌کننده‌تر است که مقدار قدرمطلق t آن بزرگتر یا مقدار p آن کوچک‌تر باشد. در این جا بر اساس معیار t ، در هر کانال، تعدادی از ویژگی‌ها که تفکیک‌کننده‌ترین‌ها هستند، انتخاب می‌شوند.

۳-۳-۱-۲ استفاده از تحلیل تفکیکی قدم به قدم جهت یافتن بهترین دسته ویژگی

در تحلیل تفکیکی قدم به قدم[2] که با استفاده از نرم‌افزار SPSS انجام شد، بهترین دسته‌ویژگی که بیشترین دقت در تفکیک دو گروه توسط طبقه‌بندی‌کننده آنالیز تفکیک خطی را به وجود می‌آورد، انتخاب می‌شود. در این روش، که بر اساس یک معیار مشخص برای مثال فاصله *ماهالانوبیس*[3] انجام می‌گیرد، برای ورود و خروج ویژگی‌ها در دسته‌ویژگی، مقدارهای مشخصی از معیار مربوطه تعریف می‌شود که برای هر ویژگی، اگر مقدار معیار مربوطه برای ویژگی مورد نظر از حد آستانه‌ی مشخصی بیشتر بود، ویژگی، وارد دسته‌ویژگی

[2] Stepwise Linear Discriminant Analysis
[3] Mahalanobis distance

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]

شده ولی اگر از آستانه‌ی مشخص دیگر کوچکتر بود، ویژگی از دسته‌ویژگی خارج می‌شود. این روش برای هر سه کانال اجرا شده است.

۳-۳-۲ انتخاب ویژگی روی مجموع سه کانال

در این بخش، سه سری ویژگی ۱۲ تایی به‌دست‌آمده از بهترین موجک‌ها در هر کانال با یکدیگر ترکیب و ویژگی‌های بهینه از بین آن‌ها انتخاب شده‌اند.

۳-۳-۲-۱ استفاده از معیار t

در روش اول که طبقه‌بندی بر اساس معیار t است، تعدادی ویژگی‌ها را که طبق این معیار تفکیک‌کننده‌ترین ویژگی‌ها هستند، انتخاب می‌نماییم. در این‌جا از میان ۳۶ ویژگی،۶ ویژگی که مقدار t بزرگتری نسبت به سایر ویژگی‌ها دارد، برگزیده شده و در طبقه‌بندی به‌کار گرفته می‌شوند.

۳-۳-۲-۲ استفاده از آنالیز تفکیکی قدم به قدم

در روش دوم، از آنالیز تفکیکی قدم به قدم استفاده‌گردید که در آن، از میان ۳۶ ویژگی به دست آمده از ۳ کانال، یک دسته ویژگی بهینه حاصل شد و طبقه‌بندی با استفاده از آن انجام‌گرفت.

۳-۴ طبقه‌بندی‌کننده

طبقه‌بندی‌کننده‌ها، جهت تعیین گروه هر نمونه به‌کار می‌روند که در انواع مختلف خطی و غیرخطی موجودند. در این تحقیق از طبقه‌بندی‌کننده‌ی آنالیز تفکیک خطی[1] استفاده شده است. این طبقه‌بندی‌کننده یکی از پرکاربردترین و در عین حال ساده‌ترین طبقه‌بندی‌کننده‌ها می‌باشد که به‌دلیل پیاده‌سازی آسان و عدم نیاز به تنظیم پارامترهای مختلف، معمولاً از اولین گزینه‌های پیشنهادی برای طبقه‌بندی است.

در آنالیز تفکیک خطی، بردار ویژگی نمونه‌ها که v نام دارد و در فضای v بعدی تعریف می‌شود، توسط یک تبدیل‌خطی به مقدار اسکالرd در فضای یک‌بعدی تصویر می‌گردد. این کار توسط ضرب برداری زیر انجام می‌گیرد:

$$d = \boldsymbol{w}^T \boldsymbol{v} + w_0 \qquad (۳)$$

که بردار w، بردار وزن است و w_0، بایاس یا آستانه نامیده می‌شود. حال، مقادیر d مثبت و منفی به‌ترتیب به این معنا است که طبقه‌بندی‌کننده نمونه‌ی مورد نظر را به گروه یک یا دو نسبت داده است[۲۶].

در این تحقیق ارزیابی طبقه‌بندی‌کننده با روش 10- Times, 10-Fold انجام شده است. به‌این‌صورت که در هر بار طبقه‌بندی به‌طور تصادفی،۹۰ درصد از داده‌ها برای آموزش و ۱۰ درصد برای آزمون انتخاب شدند؛ صحّت طبقه‌بندی روی داده‌های آموزش و آزمون به‌دست‌آمد؛ در دور بعدی،۹۰ درصد و۱۰ درصد دیگری به‌طور تصادفی انتخاب شدند و درصدهای صحّت مجدداً به دست آمدند و همین‌طور دورهای بعدی تا ۱۰ بار این محاسبه انجام شد. درنهایت روی مقادیر ۱۰ حالت میانگین‌گیری انجام و نتایج گزارش شدند.

۴ - نتایج

همان‌طور که گفته شد براساس ثبت‌های موجود، دو گروه سیگنال‌های مربوط به تصاویر قدیم و جدید موجود است. میانگین ۶۱ سیگنال دو گروه جدید و قدیم به‌دست‌آمده روی سه کانال Pz ، Cz وFz را می‌توان در شکل(۴) مشاهده نمود.

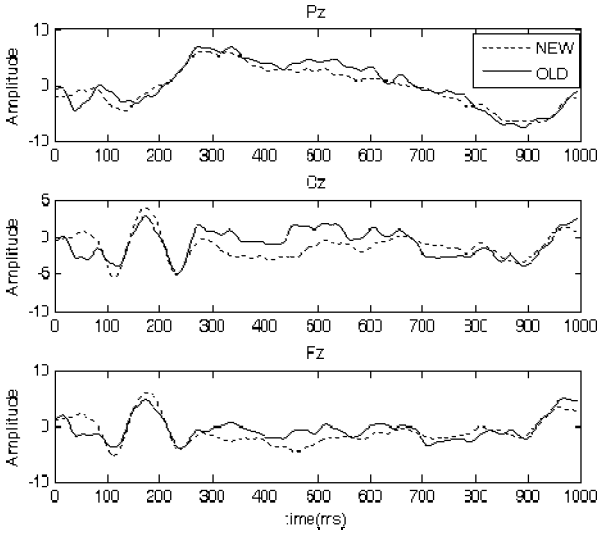
۴-۱ بررسی نتایج تک کانال‌ها

۴-۱-۱ استفاده از کلیه‌ی ویژگی‌های به‌دست‌آمده از تک کانال‌ها

نتایج طبقه‌بندی روی تک کانال‌های Fz، Cz و Pz توسط ۱۲ ویژگی مطرح شده در قسمت ۳-۲-۱ به ترتیب در جداول (۲) تا (۴) آمده‌است. بر اساس این نتایج، در کانال‌های Fz و Cz، موجک بای‌اورتوگونال ۳/۹ و در کانال Pz، موجک دابیچیز۴، بهترین نتایج طبقه‌بندی را دارا هستند.

[1] Linear Discriminant Analysis

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]



شکل(۴): نمایش متوسط سیگنال‌های دو گروه در هر کانال

جدول(۲): نتایج طبقه‌بندی تک کانال Fz توسط ۱۲ ویژگی به دست آمده با طبقه‌بندی‌کننده LDA

موجک	درصد صحت آزمون			درصد صحت آموزش‌میانگین
	میانگین	گروه جدید	گروه قدیم	
Db4	٪۸۶/۱	٪۸۵	٪۸۷/۳	٪۹۰/۷
lemarie	٪۸۵/۴	٪۸۸/۵	٪۸۲/۳	٪۸۸
bior3.9	٪۸۸	٪۹۱/۳	٪۸۴/۷	٪۹۱/۸
B_spline	٪۸۴/۱	٪۸۹/۲	٪۷۸/۹	٪۸۸/۳
sym3	٪۷۵	٪۸۳/۳	٪۶۶/۶	٪۸۶/۳

جدول(۳): نتایج طبقه‌بندی تک کانال Cz توسط ۱۲ ویژگی به دست آمده با طبقه‌بندی‌کننده LDA

موجک	درصد صحت آزمون			درصد صحت آموزش‌میانگین
	میانگین	گروه‌جدید	گروه‌قدیم	
Db4	٪۸۳/۸	٪۹۰	٪۷۷/۶	٪۸۹/۴
lemarie	٪۸۳/۱	٪۸۵/۳	٪۸۱	٪۸۹/۵
bior3.9	٪۸۷/۴	٪۹۱/۳	٪۸۳/۵	٪۸۶/۷
B_spline	٪۸۱/۲	٪۷۸/۱	٪۸۴/۲	٪۸۷/۹
sym3	٪۸۱/۲	٪۸۷/۵	٪۷۵	٪۸۷/۳

جدول(۴): نتایج طبقه‌بندی تک کانال Pz توسط ۱۲ ویژگی به دست آمده با طبقه‌بندی‌کننده LDA

موجک	درصد صحت آزمون			درصد صحت آموزش‌میانگین
	میانگین	گروه‌جدید	گروه‌قدیم	
Db4	٪۸۶	٪۸۴/۷	٪۸۷/۳	٪۹۱/۵
lemarie	٪۸۲/۴	٪۸۷/۹	٪۷۶/۹	٪۸۷/۲
bior3.9	٪۸۴/۸	٪۸۶/۹	٪۸۲/۳	٪۸۸
B_spline	٪۸۴/۴	٪۸۴/۸	٪۸۴	٪۹۰/۹
sym3	٪۷۸	٪۸۴	٪۷۲	٪۸۳/۷

۴-۱-۲ انتخاب ویژگی بر اساس معیار t

در این بخش همان‌طورکه در قسمت ۳-۳-۱-۱ بیان شد، تعدادی از ویژگی‌ها که بزرگترین مقادیر t را دارا هستند، انتخاب شده و طبقه‌بندی با استفاده از آن‌ها انجام گرفت. در هر کانال معیار t برای ویژگی‌های به‌دست‌آمده از بهترین موجک که در قسمت ۴-۱-۱ معرفی شد، استفاده گردیده است. مقادیرt وp مربوط‌به ویژگی‌های مختلف برای کانال‌های Fz، Cz و Pz نیز در نمودارهای شکل(۵) مشخص شده است.

۴-۱-۳ استفاده از آنالیز تفکیکی قدم به قدم

نتایج آنالیز تفکیکی قدم به قدم با هدف انتخاب بهترین دسته ویژگی در این بخش بررسی شده است. جهت مقایسه‌ی درصدهای تفکیک روش معیار t با نتایج آنالیز تفکیکی قدم به قدم، تعداد ویژگی‌های انتخابی روش معیار t برابر با تعداد ویژگی‌های انتخابی در آنالیز تفکیکی قدم به قدم قرار داده شده است. نتایج به‌دست‌آمده از کانال‌های Fz، Cz و Pz درکنار نتایج حاصل از تحلیل تفکیکی قدم به قدم در جداول (۵) تا (۷) آمده است.

جدول(۵): مقایسه نتایج طبقه‌بندی تک کانال Fz با موجک بای‌اورتوگونال ۳/۹ ، با طبقه‌بندی‌کننده LDA توسط انتخاب ویژگی‌ها با معیار t در برابر انتخاب دسته ویژگی با روش آنالیز تفکیکی قدم به قدم (اعداد داخل پرانتز،اولویت ویژگی‌ها را نشان می‌دهند)

روش انتخاب ویژگی	ویژگی‌های انتخاب‌شده	درصد صحت آزمون			درصد صحت آموزش میانگین
		گروه قدیم	گروه جدید	میانگین	
استفاده از معیار t	sum_{D5} (۲)	٪۷۷	٪۹۱/۸	٪۸۴/۴	٪۸۶/۱
	sum_{D3} (۱)				
آنالیز تفکیکی قدم به قدم	var_{D3}	٪۸۵/۲	٪۸۶/۹	٪۸۶/۱	٪۸۶/۱
	sum_{D3}				

جدول(۶): مقایسه نتایج طبقه‌بندی تک کانال Cz با موجک بای‌اورتوگونال ۳/۹، با طبقه‌بندی‌کننده LDA توسط انتخاب ویژگی‌ها با معیار t دربرابر انتخاب دسته ویژگی با روش آنالیز تفکیکی قدم به قدم (اعداد داخل پرانتز،اولویت ویژگی‌ها را نشان می‌دهند)

روش انتخاب ویژگی	ویژگی‌های انتخاب‌شده	درصد صحت آزمون			درصد صحت آموزش میانگین
		گروه قدیم	گروه جدید	میانگین	
استفاده از معیار t	var_{D3} (۲)	٪۸۳/۶	٪۸۶/۹	٪۸۵/۲	٪۸۵/۲
	sum_{D3} (۱)				
آنالیزتفکیکی قدم‌به‌قدم	var_{D3}	٪۸۳/۶	٪۸۶/۹	٪۸۵/۲	٪۸۵/۲
	sum_{D3}				

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]

جدول(۷): مقایسه نتایج طبقه‌بندی تک کانال Pz با موجک دابیچیز۴، با طبقه‌بندی‌کننده LDA توسط انتخاب ویژگی‌ها با معیار t دربرابر انتخاب دسته ویژگی با روش آنالیز تفکیکی قدم به قدم (اعداد داخل پرانتز، اولویت ویژگی‌ها را نشان می‌دهند)

درصد صحّت آموزش میانگین	درصد صحّت آزمون		ویژگی‌های انتخاب‌شده	روش انتخاب ویژگی
	میانگین	گروه جدید	گروه قدیم	
٪۸۷/۷	٪۸۷/۷	٪۹۱/۸	٪۸۳/۶	sum_{D3}(۱) var_{D3}(۲) sum_{D4}(۳)	استفاده از معیار t
٪۸۸/۵	٪۸۸/۵	٪۹۰/۲	٪۸۶/۹	sum_{D3} var_{D3} μ_{D4}	آنالیز تفکیکی قدم‌به‌قدم

همان‌طورکه در جداول ذکرشده مشخص است، در کانال‌های Fz ، Cz و Pz ، به‌ترتیب ۲، ۲و۳ ویژگی استخراج شد و نتایج، اختلاف بسیار کوچکی بین دو روش انتخاب ویژگی در تک کانال‌ها نشان‌دادند.

۴-۲ بررسی نتایج ترکیب سه کانال

در ترکیب ویژگی‌های سه کانال، ۱۲ ویژگی مربوط به بهترین موجک‌ها از هر کانال با توجه به نتایج تک کانال‌ها استفاده شده است.

۴-۲-۱ انتخاب ویژگی بر اساس معیار t

دراین‌حالت، مجموع ۳۶ ویژگی مذکور در آزمون t شرکت می‌کنند. مقادیر معیار t مربوط به سه کانال در شکل(۶) نشان داده شده است. حال می‌توان با توجه به معیار t، تفکیک‌کننده‌ترین ویژگی‌هایی که در طبقه‌بندی شرکت می‌نمایند را انتخاب کرد. نتایج درصدهای صحّت مربوط به ۶ ویژگی انتخاب شده توسط معیار t در جدول(۸) قابل مشاهده است.

جدول(۸): نتایج طبقه‌بندی سه کانال، انتخاب ویژگی‌ها با معیار t انجام‌شده. موجک دابیچیز۴در کانال Pz و موجک بای اورتوگونال ۳/۹ در کانال Cz وFz استفاده شده است.

درصد صحّت آموزش میانگین	درصد صحّت آزمون			کانال	ویژگی‌های انتخاب شده
	میانگین	گروه جدید	گروه قدیم		
٪۸۹/۳	٪۸۹/۳	٪۹۰/۲	٪۸۸/۵	Pz	var_{D3}(۴) sum_{D3}(۳)
				Cz	var_{D3}(۵) sum_{D3}(۲)
				Fz	sum_{D5}(۶) sum_{D3}(۱)

۴-۲-۲ استفاده از آنالیز تفکیکی قدم به قدم

تعداد ۳۶ ویژگی سه کانال توسط آنالیز تفکیکی قدم به قدم، به ۶ ویژگی برای انجام طبقه‌بندی کاهش پیدا می‌کند. نتایج به‌دست‌آمده از آنالیز تفکیکی قدم به قدم توسط دسته ویژگی ۶ تایی انتخاب شده در جدول (۹) آمده است.

در مجموع سه کانال، مشاهده می‌شود که با اختلاف اندکی، روش معیار t، نتایج بهتری نسبت به تحلیل تفکیکی قدم به قدم دارد.

جدول(۹): نتایج طبقه‌بندی سه کانال توسط آنالیز تفکیکی قدم به قدم. موجک دابیچیز۴در کانال Pzو موجک بای اورتوگونال ۳/۹ در کانال Cz و Fz استفاده شده است.

درصدصحّت آموزش میانگین	درصد صحّت آزمون			کانال	ویژگی‌های انتخاب شده
	میانگین	گروه جدید	گروه قدیم		
٪۸۸/۵	٪۸۷/۷	٪۸۸/۵	٪۸۶/۹	Pz	μ_{D5} sum_{D3}
				Cz	var_{D3} sum_{D3}
				Fz	μ_{D5} sum_{D3}

۴-۲-۳ طبقه‌بندی توسط کل ویژگی‌های سه کانال

نتایج طبقه‌بندی توسط طبقه‌بندی‌کننده‌ی خطی بدون به‌کارگیری روش‌های انتخاب ویژگی، و توسط کل ۳۶ ویژگی سه کانال در جدول(۱۰) آمده است.

جدول(۱۰): نتایج طبقه‌بندی توسط کل ۳۶ ویژگی سه کانال. موجک دابیچیز۴در کانال Pzو موجک بای‌اورتوگونال ۳/۹ در کانال Cz و Fz استفاده شده است.

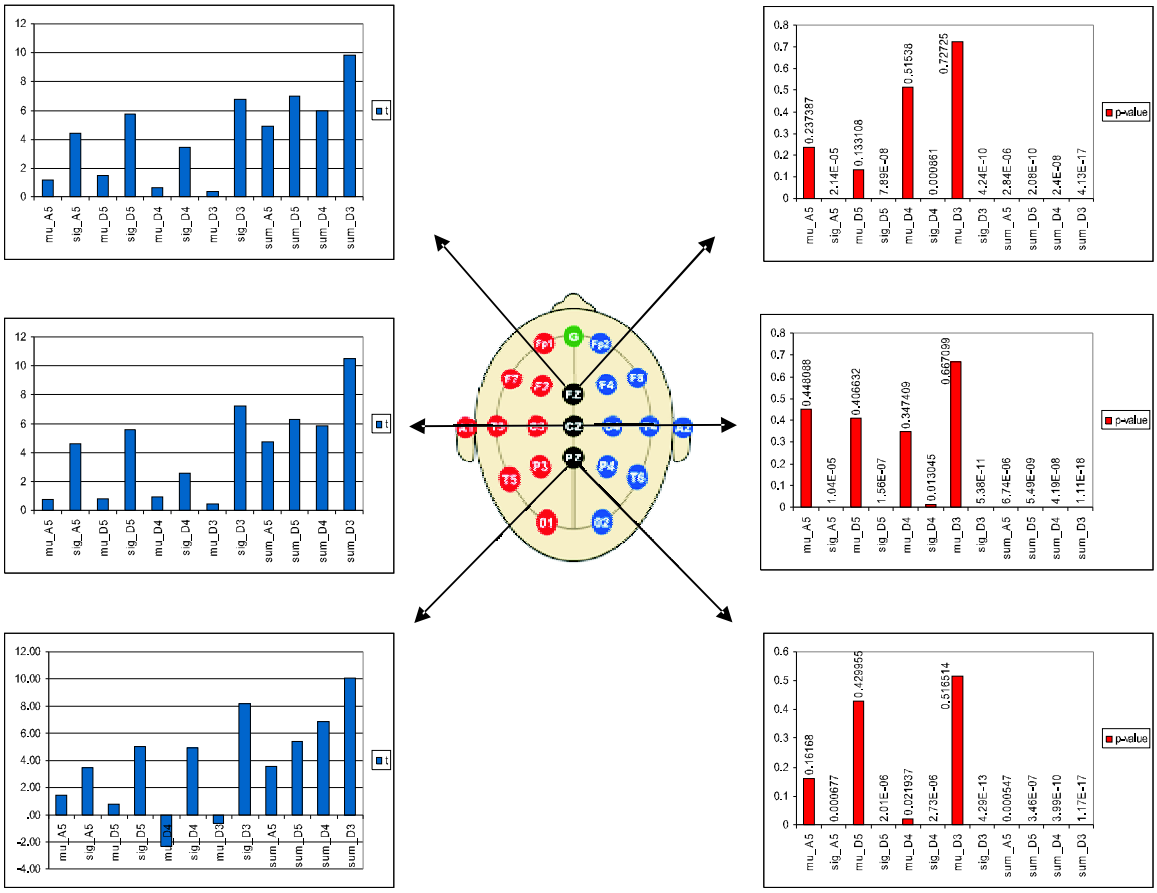
درصدصحّت آموزش میانگین	درصد صحّت آزمون		
	میانگین	گروه جدید	گروه قدیم
٪۹۴/۳	٪۸۰/۳	٪۸۵/۲	٪۷۵/۴

۵ - بحث و نتیجه‌گیری

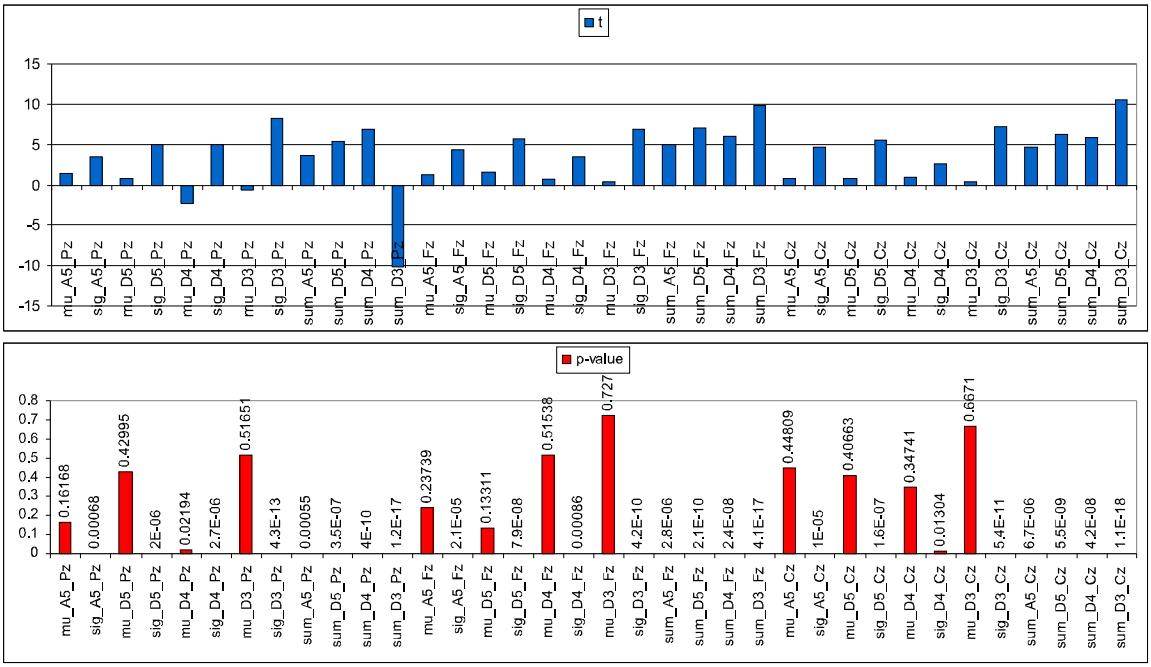
در این مطالعه، تلاش بر این بود که توسط ویژگی‌های معرفی‌شده که بر پایه‌ی ضرایب تبدیل موجک گسسته‌ی پتانسیل‌های وابسته به رخداد به‌دست می‌آیند، بین سیگنال‌های ثبت‌شده‌ی مربوط‌به مشاهده‌ی تصاویر جدید و قدیم، تفکیک مناسبی ایجاد شود. جهت رسیدن به این هدف، کار در چندین مرحله انجام گرفت.

در بخش ۴-۱-۱، کل ویژگی‌های مربوط به هر کانال به‌طور جداگانه مورد توجه قرار گرفت و سعی بر این بود که بهترین موجک تفکیک‌کننده در هر کانال به‌دست‌آید. در جداول (۲) تا (۴) دیده می‌شود که با اعمال موجک‌های متفاوت روی سه کانال، موجک مناسب برای هر کانال مشخص شد.

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]



شکل(۵): مقادیر معیار t به همراه مقادیرp مربوطه برای ۱۲ ویژگی مربوط به هر کانال.موجک بای‌اورتوگونال ۳/۹در کانال Fz و Cz و موجک دابیچیز۴در کانال Pz استفاده شده است. نمودارهای سمت چپ،مقادیر t و نمودارهای سمت راست، مقادیر p را به ترتیب روی کانال‌های Fz، Cz وPz نشان می‌دهند.



شکل(۶): مقادیر معیار t و p برای ۳۶ ویژگی از مجموع سه کانال در کنار یکدیگر. موجک دابیچیز ۴ در کانال Pz و بای‌اورتوگونال ۳/۹در کانال‌های Cz و Fz استفاده شده است. نمودار بالا مربوط به مقادیر t و نمودار پایین مربوط به مقادیر p متناظر با آن‌ها می‌باشد.

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]

همان‌گونه که در شکل(۴) مشخص است، برای کانال‌های Fz و Cz که شکل کلی میانگین‌های مشابهی دارند، موجک یکسانی به‌عنوان موجک برتر انتخاب شده درحالی‌که موجک انتخابی برای کانال Pz، که نمودار میانگین متمایزی دارد، متفاوت از دو کانال دیگر به دست آمد.

در بخش ۴-۱-۲ و ۴-۱-۳، با توجه به این‌که بهترین موجک‌ها برای هر کانال در قسمت قبل به‌دست‌آمده بود، با در دست داشتن موجک مربوطه و کانال مورد نظر، از معیار t و آنالیز تفکیکی قدم به قدم جهت انتخاب بهترین ویژگی‌ها استفاده گردید. نتایج این دو روش در مقایسه با یکدیگر در مورد سه کانال در جداول (۵) تا (۷) بررسی شد. در جدول(۵) که نتایج مربوط به کانال Fz دیده می‌شود، آنالیز تفکیکی قدم به قدم تفکیک مناسب‌تری نسبت به معیار t ایجاد نموده است، زیرا درصدهای صحّت گروه‌های جدید و قدیم به یکدیگر نزدیک‌ترند و در ضمن درصد صحّت میانگین نیز در آموزش و آزمون بالاتر می‌باشد. از دو ویژگی انتخاب‌شده، sum_{D3} در هر دو روش مشترک است. جدول(۶) نتایج کانال Cz را بررسی می‌نماید. دو ویژگی انتخاب‌شده توسط دو روش یکسان بود، درنتیجه، به درصدهای یکسانی نیز منجر شد. در جدول(۷) که نتایج کانال Pz را نشان می‌دهد، ملاحظه می‌شود که با سه ویژگی انتخاب‌شده، آنالیز تفکیکی قدم به قدم بهتر از معیار t عمل نمود زیرا علاوه بر این که درصدهای صحّت طبقه‌بندی دو گروه به یکدیگر نزدیک‌ترند، میانگین آموزش و آزمون نیز با این روش، بالاتر از روش معیار t به دست آمد.

در بخش ۴-۲ که طبقه‌بندی با ترکیب ویژگی‌های سه کانال انجام گرفت، بر خلاف نتایج تک کانال، انتخاب ویژگی با معیار t، به نتایج طبقه‌بندی بالاتری نسبت به آنالیز تفکیکی قدم به قدم منجرشد. این امر در مقایسه‌ی جدول‌های (۸) و (۹) مشهود است. در واقع، کنار هم قرارگرفتن ویژگی‌هایی که معیار t انتخاب‌نموده، در ترکیب سه کانال، بهتر از آنالیز تفکیکی قدم به قدم عمل‌نمود.

همچنین در این بخش با مقایسه‌ی جدول (۱۰) با جداول (۸) و (۹) مشاهده می‌نماییم که طبقه‌بندی با استفاده از کل ۳۶ ویژگی مربوط به سه کانال، منجر به افزایش حدوداً ۶ درصدی صحّت طبقه‌بندی داده‌های آموزش و کاهش حدوداً ۸ درصدی صحّت طبقه‌بندی داده‌های آزمون نسبت به حالت طبقه‌بندی پس از انتخاب ویژگی گردید؛ به این معنا که طبقه‌بندی دو گروه با تعداد زیاد ویژگی‌ها که بسیاری از آن‌ها با یکدیگر همبسته هستند، نسبت به حالت طبقه‌بندی با دسته ویژگی بهینه، قابلیت تعمیم‌پذیری[27] کمتری دارد زیرا طبقه‌بندی‌کننده، داده‌های آموزش را با تعداد زیاد ویژگی‌ها با صحّت بالایی تفکیک می‌نماید درحالی‌که قادر نیست داده‌های آزمون مربوط به دو گروه که آنها را ندیده، با دقت بالایی از یکدیگر جدا نماید.

نکته‌ی قابل‌توجه در انتخاب ویژگی‌ها این است که ویژگی sum_{D3}، در همه‌ی کانال‌ها و همه‌ی روش‌ها به‌عنوان ویژگی برتر انتخاب شد و ویژگی var_{D3} نیز در بیش از نیمی از موارد، جزء ویژگی‌های انتخاب‌شده بود. در این رابطه دو مسأله قابل بحث است. اوّل این که باند فرکانسی ۱۶ تا ۳۲ هرتز که آن را D3 نامیده‌ایم و با باند بتا مطابق است، تفکیک‌کننده‌ترین باند فرکانسی است؛ زیرا در همه‌ی کانال‌ها و همه‌ی حالت‌ها انتخاب شده است. با توجه به شکل(۴) به‌نظر می‌رسد که سیگنال‌های قدیم در همه‌ی کانال‌ها فرکانس بالاتر از سیگنال‌های جدید باشند؛ زیرا نوسانات فرکانس بالایشان بیشتر است و به‌دلیل اعمال فیلتر اولیه، می‌توان اظهار داشت باند بتا تفکیک‌کننده‌ترین باند است. به‌عبارت دیگر شکل کلّی یا تغییرات کلّی سیگنال‌های دو گروه جدید و قدیم با یکدیگر یکی است، پس می‌توان گفت در فرکانس‌های پایین، شبیه به یکدیگر عمل می‌کنند. اما در تغییرات جزئی، دو گروه با یکدیگر متفاوتند و به‌نظر می‌رسد سیگنال‌های گروه قدیم، در فرکانس‌های بالا قوی‌تر از گروه جدید عمل می‌نمایند؛ پس طبیعی است که بیشترین اختلاف بین دو گروه در باند فرکانسی بتا دیده شود. ویژگی sum_{D3} مبیّن انرژی ضرایب در باند بتا است و همان‌طور که گفته شد در مجموع، تفکیک‌کننده‌ترین ویژگی است، به این معنا که انرژی باند بتا به‌طور معناداری در سیگنال‌های گروه قدیم از گروه جدید بیشتر است. درخصوص var_{D3} نیز می‌توان گفت که پراکندگی ضرایب باند بتا در بیش از نیمی از موارد در گروه قدیم به‌طور معناداری از گروه جدید بیشتر بوده و توانسته به‌عنوان دومین ویژگی تفکیک‌کننده ظاهرشود، پس می‌توان گفت که باند بتا تفکیک‌کننده‌ترین باند در میان سایر باندها و انرژی ضرایب، تفکیک‌کننده‌ترین پارامتر در میان پارامترهای دیگر بود. درنهایت با استفاده از ویژگی‌های معرّفی‌شده، در بهترین حالت که با ترکیب ویژگی‌های زمان-فرکانس سه کانال ایجاد شد، با درصد درستی ۸۹/۳٪ در آزمون، دو گروه از یکدیگر تفکیک شدند.

[27] Generalization

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]

۶ - مراجع

[1] Wright, P. Stern, J. Phelan, M.,"Core psychiatry", 2nd edition, Elsevier Saunders, ch. 5, pp. 69.

[2] Johnson, R. Jr, "Event-related potential insights into neurobiology of memory systems", the handbook of neuropsychology, vol. 10, Amsterdam: Elsevier Science Publishers; 1995a, pp. 135-164.

[3] Rugg, MD., "ERP studies of memory", Electrophysiology of mind: event-related brain potentials and cognition, New York: Oxford University Press, 1995, vol. 15, pp. 132-170.

[4] Friedman, D.;"ERPs during continuous recognition memory for words"; Biological Psychology 1990; vol. 30, pp. 61–87.

[5] Besson, M., Kutas, M., Van Petten, C.; "An event related potential (ERP) analysis of semantic congruity and repetition effects in sentences"; Journal of Cognitive Neuroscience; 1992; vol. 4, pp. 132–149.

[6] Finnigan, S., Humphreys, MS., Dennis, S., Geffen, G.;"ERP 'old/new' effects: memory strength and Decisional factor(s)"; Neuropsychologia; 2002, vol. 40, pp.2288-2304.

[7] Dzulkifli, M. A., Herron, J.E., Wilding, E. L., "Memory retrieval processing: Neural indices of processes supporting episodic retrieval", Neuropsychologia, 2006, vol. 44, pp. 1120-1130.

[۸] قشونی، مجید؛ "کمی سازی سیگنال مغزی (ERP) در طی فرآیند حافظه episodic" پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، ۱۳۸۵.

[9] Daubechies, I., "The wavelet transform, time-frequency localization, and signal analysis", IEEE Trans Info Theory1990, vol. 36, pp. 961–1005.

[10] Ademoglu, A., Micheli-Tzanakou, E., Istefanopulos, Y., "Analysis of pattern reversal visual evoked potentials (PRVEP's) by spline wavelets", IEEE Trans Biomed Eng 1997, vol. 44, pp. 881–90.

[11] Kolev, V., Demiralp, T., Yordanova, J., Ademoglu, A., Isoglu-Alkac. U., "Timefrequency analysis reveals multiple functional components during oddball P300", Neuroreport, 1997, vol. 8, pp. 2061–5.

[12] Yordanova, J., Devrim, M., Kolev, V., Ademoglu, A., Demiralp, T., "Multiple time-frequency components account for the complex functional reactivity of P300", Neuroreport 2000, vol. 11, pp. 1097–103.

[13] Quiroga, R. Q., "Quantitative Analysis of EEG Signals: Time-Frequency Methods and Chaos Theory", Phd. Thesis, Medical University of Lübeck, Germany, 1998.

[14] Quiroga, R. Q., Sakowitz, O. W., Basar, E., Schurmann, M., "Wavelet transform in the analysis of frequency composition of evoked potentials", Brain Research Protocols, 2001, vol. 8, pp. 16-24.

[15] Polich, J., "Updating P300: An integrative theory of P3a and P3b", ELSEVIER Trans, Clinical Neurophysiology, 2007, vol. 118, pp. 2128–2148.

[16] Ademoglu, A., Demiralp, T., Yordanova, J., Kolev, V., Devrim, M., "Decomposition of event-related brain potentials into multicomponents using wavelet transform", Appl Signal Process 1998, vol. 5, pp. 142–151.

[17] Samar, VJ., Swartz, KP., Raghuveer, MR., "Multi-resolution analysis of event related potentials by wavelet decomposition", Brain Cognition 1995, vol. 27, pp. 398–438.

[18] Qian, S., "Introduction to Time-Frequency and Wavelet Transforms", Prentice Hall Inc., 2002, ch. 5.

[۱۹] شبیهی، شبیر، "طبقه‌بندی افراد مستعد به الکلیسم وافراد غیر مستعد با استفاده از پتانسیل‌های وابسته به رخداد" پایان نامه‌ی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، ۱۳۸۶.

[۲۰] شبیهی، شبیر؛ مطیع نصرآبادی، علی؛ مرادی، محمدحسن ، " تفکیک افراد مستعد به الکلیسم و غیرمستعد بر مبنای پتانسیل‌های وابسته به رخداد، به کمک ماشین‌های بردار پشتیبان و ویژگی‌های آماری ویولت" سیزدهمین کنفراس مهندسی پزشکی، اسفند ۱۳۸۵.

[۲۱] سلیمی خورشیدی، غلامرضا؛ ""استفاده از شبکه‌های عصبی به‌منظور آشکارسازی مؤلفه‌های شناختی سیگنال الکتروانسفالوگرام"، پایان نامه‌ی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، ۱۳۸۵.

[۲۲] ابوطالبی، وحید؛ "تجزیه و تحلیل مؤلفه‌های شناختی سیگنال الکتریکی مغز و کاربرد آن‌ها در دروغ‌سنجی"، پایان نامه‌ی دکترای مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، ۱۳۸۵.

[۲۳] ابوطالبی، وحید؛ مرادی، محمدحسن؛ خلیل‌زاده، محمدعلی، "تشخیص مؤلّفه‌های شناختی در سیگنال‌های مغزی با استفاده از ضرایب ویولت"، مجله‌ی مهندسی پزشکی، دوره اول، شماره اول، ص‌ص. ۲۵-۴۶, ۱۳۸۳.

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]

[۲۴] عطـری، فریـد؛ "اسـتخراج و پـردازش EEG متـأثّر از بیوفیدبک جهت ارسـال حـروف الفبـای مـورد توجّـه فرد"، پایان نامه‌ی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، دانشگاه تهران، ۱۳۸۵.
[25] Salkind, N. J., "STATISTICS for People Who (Think They) HATE STATISTICS", 2nd edition, 2004, SAGE, ch. 9-10, pp. 160-190.
[26] Obermaier, B., Guger, C., Neuper, C., Pfurtsheller, G., "Hidden Markov models for online classification of single trial EEG data", Elsevier, 2001, Pattern Recognition Letters 22, pp. 1299-1309.



ساجده رضانیا مدرک کارشناسی خود را در رشته‌ی مهندسی پزشکی در سال ۱۳۸۴ از دانشکده‌ی مهندسی پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات و مدرک کارشناسی ارشد در رشته‌ی مهندسی پزشکی-بیو الکتریک را در سال ۱۳۸۶ از همان دانشگاه اخذ نموده است. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقه‌ی وی تجزیه و تحلیل سیگنال‌های حیاتی، پردازش سیگنال‌های مغزی و به‌طور خاص پتانسیل‌های وابسته به رخداد مغزی همچنین کاربردهای آن در علوم شناختی می‌باشد.
نشانی رایانامک (پست الکترونیکی) ایشان عبارت است از:
rezania@rcisp.com



علی مطیع نصرآبادی مدرک کارشناسی خود را در رشته‌ی مهندسی برق- الکترونیک در سال ۱۳۷۳ از دانشگاه صنعتی امیرکبیر و مدرک کارشناسی ارشد در رشته‌ی مهندسی برق- مهندسی پزشکی را در سال ۱۳۷۷ از همان دانشگاه اخذ نمود. وی در سال ۱۳۸۲ دکترای خود را در رشتهٔ مهندسی پزشکی- بیوالکتریک از دانشگاه صنعتی امیرکبیر دریافت نمود و هم‌اکنون عضو هیأت علمی دانشکدهٔ فنی- مهندسی دانشگاه شاهد می‌باشد. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقهٔ وی پردازش سیگنال‌های EEG، ERP در حالات ذهنی و BCI، فشرده‌سازی سیگنال‌های حیاتی، پردازش آشوب‌گونه و زمان-فرکانس سیگنال‌های حیاتی، شبکه‌های عصبی مصنوعی، الگوریتم ژنتیک، شناسایی الگو، مدلسازی سیستم‌های بیولوژیکی و تقویت‌کننده‌های سیگنال‌های حیاتی می‌باشد.
نشانی رایانامک (پست الکترونیکی) ایشان عبارت است از:
nasrabai@shahed.ac.ir



وحید ابوطالبی مدرک کارشناسی خود را در رشته‌ی مهندسی برق- الکترونیک در سال ۱۳۷۵ از دانشگاه صنعتی شریف و مدرک کارشناسی ارشد در رشته‌ی مهندسی برق- مهندسی پزشکی را در سال ۱۳۷۸ از همان دانشگاه اخذ نمود. وی در سال ۱۳۸۵ دکترای خود را در رشتهٔ مهندسی پزشکی- بیوالکتریک از دانشگاه صنعتی امیرکبیر دریافت نمود و هم‌اکنون عضو هیأت علمی دانشکدهٔ مهندسی برق دانشگاه یزد می‌باشد. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقهٔ وی پردازش سیگنال‌های حیاتی، تجزیه و تحلیل سیگنال‌های مغزی و بررسی فعالیت‌های شناختی می‌باشد.
نشانی رایانامک (پست الکترونیکی) ایشان عبارت است از:
abootalebi@yazduni.ac.ir



مجید قشونی مدرک کارشناسی خود را در رشته‌ی مهندسی برق-الکترونیک در سال ۱۳۸۲ از دانشگاه آزاد بجنورد و مدرک کارشناسی‌ارشد مهندسی پزشکی- بیوالکتریک را در سال ۱۳۸۴ از دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد اخذ نمود. وی از سال ۱۳۸۵ تاکنون دانشجوی مقطع دکترای مهندسی پزشکی- بیواکتریک در دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات می‌باشد. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقه‌ی او پردازش و تحلیل سیگنال‌های مغزی و پتانسیل‌های وابسته به رخداد مغزی (ERP)، سیستم‌های نوروفیدبک و بایوفیدبک و تحلیل فرآیندهای درکی و حافظه ای در انسان است.
نشانی رایانامک (پست الکترونیکی) ایشان عبارت است از:
ghoshuni@mshdiau.ac.ir

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]