

تشخیص و بررسی کاهش دامنه P300 در پتانسیل‌های وابسته به رویداد شنوایی تک‌ثبت با استفاده از الگوریتم ژنتیک و طبقه‌بندی‌کننده شبکه عصبی

مهدی عبدالصالحی^۱، محمدعلی خلیل زاده^۲ و محمودرضا آذرپژوه^۳
^۱دانشکده مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد اسلام‌شهر
^۲گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد
^۳گروه مغز و اعصاب، دانشگاه علوم پزشکی مشهد

چکیده:

P300 را برجسته‌ترین مؤلفه در بین مؤلفه‌های شناختی مختلف موجود در سیگنال الکتریکی مغز می‌دانند. طبق تحقیقات انجام شده، هنگامی که مغز در حین پردازش یک سری از تحریکات معمول، به یک تحریک جدید (تحریک غیرمعمول) برمی‌خورد، در سیگنال مغزی ثبت شده، یک موج P300 ظاهر می‌شود که با تشخیص این مؤلفه می‌توان تحریکات جدید را از تحریکات معمول جداسازی کرد. دامنه مؤلفه P300 در هنگام اعمال تحریکات صوتی، پس از گذشت مدت زمانی از شروع آزمایش کاهش می‌یابد؛ به نحوی که در تشخیص دامنه این مؤلفه با مشکل روبرو می‌شویم. در این تحقیق با استفاده از پنج تحریک صوتی، به بررسی کاهش دامنه این مؤلفه و علل آن در سه بلوک ثبت مجزا و همچنین تشخیص این مؤلفه شناختی، به وسیله شبکه عصبی و الگوریتم ژنتیک پرداخته‌ایم. در نهایت با استفاده از ده ویژگی بهینه، به عنوان ورودی طبقه‌بندی‌کننده شبکه عصبی در کانال Pz با صحت ۶۱/۴۷٪ در دادگان آموزش و ۶۰٪ در دادگان آزمون در بلوک اول، تک‌ثبت‌های حاوی موج P300 از تک‌ثبت‌های فاقد این موج جداسازی شده‌اند.

واژه‌های کلیدی: الکتروانسفالوگرافی (EEG)، پتانسیل‌های وابسته به رویداد، P300، شبکه عصبی، الگوریتم ژنتیک

۱- مقدمه

الکتروانسفالوگرافی روشی جهت اندازه‌گیری فعالیت الکتریکی مغز بوده که توسط میلیاردها سلول عصبی یا نرون به وجود می‌آید. سیگنال ثبت شده در سطح جمجمه را ناشی از برآیند این پتانسیل‌های میدانی موجود در هادی حجمی مغز در اثر فعالیت‌های نرونی می‌دانند. برهم کنش سیگنال‌های حاصل از این تحریکات پس‌سیناپسی در مناطق مختلف مغز، از نواحی مختلف جمجمه قابل جمع‌آوری بوده و همین امر مفهوم الکتروانسفالوگرافی را بنیان نهاده است. رویدادهای مختلفی، به‌خصوص تحریکات حسی، تغییرات قفل زمانی شده را در فعالیت جمعیت نرونی القا می‌کنند که به‌طور عموم به آن‌ها "پتانسیل وابسته به رویداد (ERP)" می‌گویند [1]. در حالت کلی بیان این مسأله که ERP یک

سیگنال افزوده شده به نویز ناهمبسته است، صحیح نیست و در حقیقت، پتانسیل‌های برانگیخته، به‌عنوان نتایج دوباره سازماندهی‌شده از فاز سیگنال EEG جاری، فرض شده است [2]. برجسته‌ترین مؤلفه در بین مؤلفه‌های شناختی مختلف موجود در ERP فرد، مؤلفه P300 بوده که در حقیقت نوع خاصی از ERP و یا به تعبیر دیگر مؤلفه‌ای از ERP است که در شرایط خاصی ظاهر می‌شود. طبق تحقیقات انجام شده، هنگامی که مغز در حین پردازش یک سری از تحریکات معمول، به یک تحریک جدید (تحریک غیرمعمول) برمی‌خورد، در سیگنال مغزی ثبت شده، یک موج P300 ظاهر می‌شود. برای تحریکات صوتی، میزان تأخیر موج P300 به‌طور متوسط حدود 300ms است که علت انتخاب نام این مؤلفه نیز به‌علت پلاریته مثبت و تأخیر 300ms آن بوده است. برطبق مدل Sokolov، P300 زمانی تولید می‌شود که

به جداسازی تک‌ثبت‌های حاوی مؤلفه P300 از تک‌ثبت‌های عاری از این مؤلفه پرداخته شده است.

۲- مشخصات ثبت داده

برای استخراج مؤلفه P300، طی آزمایشی به اخذ سیگنال روی هشت نفر که همگی مرد و در محدوده سنی ۲۲ تا ۲۷ سال بودند، پرداخته شد. افراد از نظر شنوایی سالم بوده و سابقه هیچ‌گونه بیماری اعصاب نداشته و از هیچ دارویی نیز استفاده نکرده بودند. همچنین همگی شرکت‌کنندگان راست دست بودند. برای طراحی الگوی Oddball، پنج، تَن صوتی با فرکانس‌های زاویه‌ای ۱۵، ۵۰، ۱۲۰، ۳۵۰ و ۴۵۰ رادیان بر ثانیه که طول هر کدام حدود ۱۱۰ میلی‌ثانیه بوده است، به گوش راست سوژه‌ها داده شده و گوش چپ نیز با نویز سفید سد^۱ می‌شد. لذا پنج انتخاب برای هر فرد به‌وجود می‌آمد. سوژه‌ها قبل از آزمایش، تَن‌های صوتی را شنیده و یکی را به دلخواه انتخاب می‌نمودند. با توجه به اینکه در این تحقیق هدف اصلی آشکارسازی ERP ها بوده است، لذا سوژه باید می‌توانست به‌راحتی این پنج تحریک را از یکدیگر تفکیک نماید. همچنین لازم بود که تَن‌ها به گونه‌ای طراحی گردند که سوژه‌ها توانایی انتخاب تک‌تک تَن‌ها را داشته باشد و هیچ تَن خاصی به‌گونه‌ای نباشد که سوژه‌ها فقط آن را انتخاب کرده و تَن‌های دیگر استفاده نشود.

پس از نصب الکترودهای Ag_AgCl (که روی خط^۲ وسط سر در محل کانال‌های Pz و Cz و Fz مطابق استاندارد 10-20 نصب می‌گردید) و کنترل پایین بودن امپدانس اتصال از حد لازم، آزمایش شروع می‌شد. آزمایش طی دو فاز آموزش و آزمون اجرا شده است؛ به‌طوری‌که در فاز آموزش، تَن‌ها با ترتیب تصادفی بر روی یک گوشی که بر روی هر دو گوش سوژه‌ها قرار داشت، پخش می‌گردید و سوژه از بین این پنج تَن، یکی را به‌عنوان تَن هدف در نظر می‌گرفت. سپس در فاز آزمون که بلافاصله پس از اتمام فاز آموزش شروع می‌شد، به سوژه ترکیبی تصادفی از تحریکات داده شده و از سوژه خواسته می‌شد که پس از شنیدن تحریک هدف، یک وظیفه^۲ را انجام دهد. این وظیفه از این قرار بود که از سوژه خواسته می‌شد پس از شنیدن تحریک هدف، یک کلید را بفشارد.

نیاز به توجه خاص برای پردازش یک تحریک جدید وجود داشته باشد که با تحریکات قبلی متفاوت است. با توجه به همین نکته، آزمایش‌هایی که با هدف کار بر روی P300 انجام می‌شود، از یک الگوی کلی تحت عنوان Oddball استفاده می‌کنند. در این الگو دو نوع تحریک متفاوت در یک رشته از تحریکات به فرد اعمال می‌شود؛ به‌نحوی که یکی از آن‌ها به‌نسبه به‌طور غیرمعمول روی می‌دهد. از فرد خواسته می‌شود به این تحریک غیرمعمول، به‌طور مثال با فشردن کلیدی، پاسخ دهد. مؤلفه P300 تنها، زمانی به‌وقوع می‌پیوندد که فرد به تحریک غیر معمول پاسخ دهد[3].

البته برخی از محققان اعتقاد دارند که P300 ناشی از فعالیت شناختی بوده و انجام وظیفه خارجی تنها تقویت‌کننده این فعالیت داخلی است و در تولید آن نقش مهمی ندارد[4]. از نظر مکانی، در اغلب کارهای تحقیقاتی انجام شده در زمینه P300، سیگنال از سه کانال موجود روی خط وسط سر، یعنی Pz، Cz و Fz ثبت شده است. تحقیقات نشان داده است که در اغلب موارد، P300 دارای بیشترین دامنه در ناحیه پاریتال (Pz) و کمترین دامنه در ناحیه فرونتال (Fz) می‌باشد[5].

با توجه به این مسأله که در اثر طولانی‌شدن زمان ثبت در آزمایش‌های با الگوی Oddball تحریکات صوتی، دامنه مؤلفه P300، شروع به کاهش می‌کند[6]، در این تحقیق، ثبت سیگنال در سه بلوک مجزا و با فاصله بین هر بلوک یک برابر سه تا پنج دقیقه صورت گرفته است.

همچنین، برای استخراج ویژگی‌های مرتبط با مؤلفه P300 از سیگنال ERP ثبت شده، از روش Kalatzis و همکارانش که برای تفکیک بین بیماران مبتلا به افسردگی و افراد سالم از آشکارسازی موج P600 (یکی دیگر از مؤلفه‌های شناختی سیگنال مغزی، که به‌طور معمول در تحریکات شنیداری ظاهر می‌شود) به‌صورت تک‌ثبت بهره برده بودند، استفاده شده است[7]. به این صورت که از سیگنال‌های تک‌ثبت مربوط به هر تحریک، (که از شروع هر تحریک تا یک ثانیه پس از هر تحریک ادامه خواهد داشت)، هیجده ویژگی مرتبط با شکل ظاهری سیگنال در یک بازه مشخص استخراج نموده‌ایم. از آنجایی که تمام ویژگی‌های استخراج شده، ممکن است در تفکیک نمونه‌های هدف از غیر هدف مفید نباشند؛ و یا ممکن است در برخی موارد نتایج را بدتر کنند؛ لذا با استفاده از الگوریتم ژنتیک به انتخاب ویژگی‌های برتر پرداخته و با استفاده از طبقه‌بندی کننده شبکه عصبی،

¹ mask

² task

ویژگی بازه زمانی ۱۰۰ تا ۴۰۰ میلی ثانیه، به عنوان بازه بهینه برای هر داده ثبت یک ثانیه‌ای در نظر گرفته شده است. ویژگی‌های استخراج شده، برابر هیجده ویژگی بوده که در تحقیق Kalatzis و همکاران معرفی و به کار برده شده است [7]. ویژگی‌های استفاده شده، به شرح زیر می‌باشد:

۱- زمان نهفتگی سیگنال (t_{LAT}, t_{Smax}): عبارت است از لحظه‌ای که بیشینه دامنه سیگنال ظاهر می‌شود

$$t_{Smax} = \{t | s(t) = s_{max}\}$$

۲- دامنه سیگنال (t_{AMP}, S_{max}): بیشترین مقدار دامنه سیگنال

$$s_{max} = \max\{s(t)\}$$

۳- نسبت زمان نهفتگی، به دامنه سیگنال (t_{LAR}):

$$t_{Smax} / s_{max}$$

۴- قدر مطلق دامنه سیگنال (t_{AAMP}):

$$|s_{max}|$$

۵- قدر مطلق نسبت زمان نهفتگی به دامنه سیگنال (t_{ALAR}):

$$|t_{Smax} / s_{max}|$$

۶- ناحیه مثبت (t_{PAR}, A_p): مجموع مقادیر مثبت سیگنال:

$$A_p = \sum_{t_{start}}^{t_{stop}} 0.5(s(t) + |s(t)|)$$

۷- ناحیه منفی (t_{NAR}, A_n): مجموع مقادیر منفی سیگنال

$$A_n = \sum_{t_{start}}^{t_{stop}} 0.5(s(t) - |s(t)|)$$

۸- قدر مطلق ناحیه منفی (t_{ANAR}):

$$|A_n|$$

۹- مجموع ناحیه (t_{TAR}, A_{pn}):

مدت زمان آرایه هر تحریک صوتی حدود ۱۱۰ میلی ثانیه و مدت زمان خالی، بین هر دو تحریک (ISI) برابر دو ثانیه در نظر گرفته شده بود. همچنین تعداد تحریکات در فاز آزمایش برابر ۱۰۰ تن صوتی بوده است که هر کدام از پنج تن، به تعداد بیست بار و به صورت تصادفی تکرار شده و یک دنباله صدتایی از تحریکات را ایجاد می‌نمودند. از هر سوزه، روزانه دست‌کم سه ثبت با فاصله بین هر بلوک (IBI) به‌طور تقریبی سه تا پنج دقیقه گرفته شده است. داده‌های ثبت شده به سه بلوک تقسیم شد که بلوک اول شامل ثبت‌های اول گرفته شده در یک روز، بلوک دوم شامل ثبت‌های دوم گرفته شده در روز و بلوک سوم شامل بقیه ثبت‌های گرفته شده در همان روز است.

همزمان با آرایه تحریکات صوتی، سیگنال EEG فرد به‌طور پیوسته از لحظه شروع نمایش تا انتهای آن ثبت می‌گردد. علاوه بر سیگنال EEG، سیگنال EOG^۱ نیز با اتصال دو الکترود به بالا و پایین یکی از چشم‌ها از طریق دو کانال دیگر از دستگاه EEG ثبت گردید.

۳- روش‌های پردازشی

در این مرحله با برنامه‌ای که تحت نرم‌افزار MATLAB 7.1 نوشته شده است، ابتدا فایل سیگنال خوانده شده و پس از فیلترسازی به وسیله فیلترهای بالاگذر و پایین‌گذر ۰/۵ هرتز و ۳۵ هرتز، دو سیگنال نمونه از سیگنال مربوط به لحظه شروع هر تحریک تا یک ثانیه بعد از آن، برای سه کانال Cz، Pz و Fz جدا می‌شود. داده‌های یک ثانیه‌ای که در طول ثبت آن‌ها، دامنه EOG از یک حد آستانه بیشتر شده است و یا این که دامنه خود سیگنال EEG در کانال‌های ثبت شده از حد آستانه بالاتر رفته است، به عنوان داده نامعتبر تلقی شده و در ادامه پردازش‌ها استفاده نمی‌گردند. تعداد کل داده‌ها در هر بلوک ثبت، برابر ۷۱۱ تک ثبت بوده که در مجموع ۲۰٪ مربوط به تحریک هدف و ۸۰٪ مربوط به تحریکات غیرهدف بوده‌اند.

۳-۱- استخراج ویژگی

پس از پیش‌پردازش داده‌ها و جداسازی دوره‌های یک ثانیه‌ای براساس نوع تحریک در سه کانال ذکر شده، برای استخراج

^۱ Electro Ocleo Gram

^۲ Latency

^۳ Amplitude

^۴ Latency/Amplitude Ratio

^۵ Absolute Amplitude

^۶ Absolute Latency/Amplitude Ratio

^۷ Positive Area

^۸ Negative Area

^۹ Absolute Negative Area

$$n_{sa} = \sum_{t_{start}+\tau}^{t_{stop}-\tau} 0.5 \times \left| \frac{s(t-\tau) - s(t)}{|s(t-\tau) - s(t)|} + \frac{s(t+\tau) - s(t)}{|s(t+\tau) - s(t)|} \right|$$

که τ فاصله نمونه برداری است.

۳-۲- انتخاب ژنتیکی دسته‌ویژگی

با توجه به این مسأله که تمام ویژگی‌های استخراج شده در تفکیک داده‌های هدف از غیر هدف، مفید نبوده و یا در برخی موارد ممکن است نتایج را بدتر کنند، لازم است که ویژگی‌های مناسب را از ویژگی‌های نامناسب جدا نماییم. به همین منظور با توجه به قابلیت بالای الگوریتم ژنتیک در انتخاب ویژگی‌های بهینه، این روش برای گزینش ویژگی‌های برتر انتخاب شده است. در این تحقیق برای انتخاب ترکیب اولیه ویژگی‌ها، یک جمعیت^{۱۱} شامل بیست رشته، که هر رشته شامل هیجده بیت می‌باشد، (هر بیت نشان دهنده وجود یا عدم وجود ویژگی مورد نظر است) به صورت تصادفی و با توزیع یکنواخت بین تمام ویژگی‌ها انتخاب می‌گردد. سپس میزان برازندگی^{۱۲} با ترکیب ویژگی‌های انتخاب شده و تابع برازندگی که به صورت رابطه به دست می‌آید، مورد ارزیابی^{۱۳} قرار می‌گیرد. در رابطه (۱)، TA نشان‌دهنده Target Accuracy، NTA، نشان‌دهنده Nontarget accuracy و FF نیز تابع برازندگی می‌باشد [8].

در مرحله بعد با استفاده از ارزیابی مقادیر به دست آمده و نرخ گذار^{۱۴} و نرخ جهش^{۱۵} تعریف شده، جمعیت بعدی محاسبه می‌شود و دوباره میزان درصد تفکیک با جمعیت جدید، مورد ارزیابی قرار گرفته و این کار مرتب تکرار می‌شود (شکل ۱). تعداد دفعات تکرار الگوریتم توسط پارامتری به نام تولید^{۱۶}، مشخص می‌شود [8]. مقادیر پارامترهای تعریف شده این الگوریتم در (جدول ۱) آمده است.

¹⁰Slope Sign Alterations

¹¹ Population

¹² Fitness

¹³ Evaluate

¹⁴ Crossover Rate

¹⁵ Mutation Rate

¹⁶ Generation

$$A_{pn} = A_p + A_n$$

۱۰- قدر مطلق مجموع ناحیه (ATAR):

$$|A_{pn}|$$

۱۱- مجموع قدر مطلق ناحیه (TAAR, A_{pnl}):

$$A_{pnl} = A_p + |A_n|$$

۱۲- متوسط قدر مطلق شیب سیگنال (AASS):

$$AASS = \frac{1}{n} \sum_{t_{start}}^{t_{stop}-\tau} \frac{1}{\tau} |s(t+\tau) - s(t)|$$

که τ فاصله نمونه برداری و n تعداد نمونه‌ها در بازه مورد نظر می‌باشد.

۱۳- پیک تا پیک سیگنال (PP):

$$PP = s_{max} - s_{min} \text{ و } S_{min} = \min\{s(t)\}$$

۱۴- پنجره زمانی پیک تا پیک (PPT, t_{pp}):

$$t_{pp} = t_{s_{max}} - t_{s_{min}}$$

۱۵- شیب پیک تا پیک (PPS):

$$PPS = \frac{PP}{t_{pp}}$$

۱۶- محل عبور صفر (ZC, n_{zc}): تعداد دفعاتی که در پنجره زمانی پیک تا پیک $s(t) = 0$ می‌شود، به طوری که اگر $s(t) = 0$ آن‌گاه $\delta_s = 1$ و در غیر این صورت $\delta_s = 0$

$$n_{zc} = \sum_{t=t_{s_{min}}}^{t_{s_{max}}} \delta_s$$

۱۷- چگالی عبور صفر (ZCD, d_{zc}): عبور صفر در واحد زمان در پنجره زمانی پیک تا پیک

$$d_{zc} = \frac{n_{zc}}{t_{pp}}$$

۱۸- تغییر علامت شیب (SSA, n_{sa}): تعداد دفعات تغییر علامت شیب در دو نقطه مجاور در سیگنال ERP:

¹Total Area

²Absolute Total Area

³Total Absolute Area

⁴Average Absolute Signal Slope

⁵Peak to Peak

⁶Peak to Peak Time window

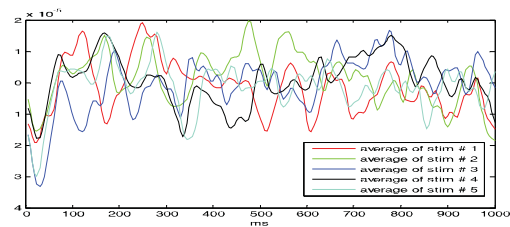
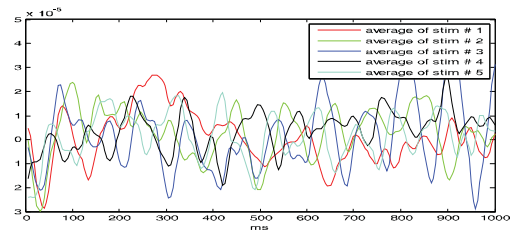
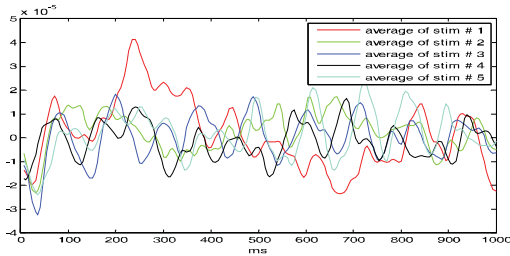
⁷Peak to Peak Slope

⁸Zero Crossings

⁹Zero Crossing Density

است. به این منظور سیگنال‌های مربوط به هر تحریک (در هر کانال ثبت) محاسبه شده و در خروجی نمایش داده می‌شود. در (شکل ۲) سیگنال ERP در سه نمونه از سه بلوک ثبت دیده می‌گردد.

با بررسی در دامنه مؤلفه P300 برای سوزدها، متوجه می‌گردیم که در گذار از بلوک ثبت اول به بلوک‌های ثبت بعدی، یک کاهش شدید دامنه به وقوع پیوسته است؛ هر چند که در تحقیق Lindin و همکاران گزارش شده است که با یک فاصله زمانی برابر سه تا پنج دقیقه، بازیابی دامنه مؤلفه P300 به‌وقوع می‌پیوندد [6]، [9]، اما در این تحقیق با توجه به (جدول ۲) خلاف این مساله مشاهده شده است.



(شکل ۲) متوسط ERP در یکی از سوزدها در کانال Pz و به- ترتیب در بلوک‌های اول، دوم و سوم. سوال هدف، تحریک شماره یک می باشد. دامنه‌ها بر حسب میکروولت می‌باشد. نتایج (جدول ۲) و (شکل ۲)، در (شکل ۳) دیده می‌شود. (شکل ۳) به جهت وضوح بیشتر، مشاهده افت دامنه P300 رسم شده است.

۳-۳- طبقه‌بندی کننده شبکه عصبی

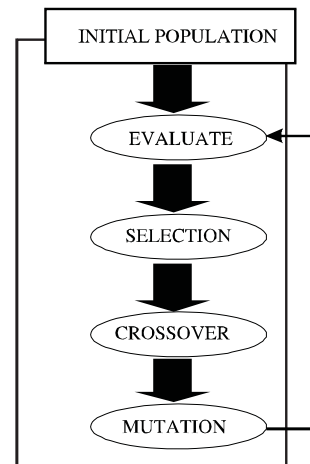
در این تحقیق با استفاده از شبکه عصبی پرسپترون چندلایه و با استفاده از الگوریتم پس‌انتشار خطا، تک‌ثبت‌های حاوی مؤلفه P300 از تک‌ثبت‌های فاقد این مؤلفه، جداسازی می‌شوند. در این روش از یک شبکه عصبی پرسپترون سه لایه که شامل یک لایه ورودی، یک لایه مخفی شامل شش گره و یک لایه با یک گره در خروجی، استفاده شده است. ۸۰٪ از داده‌ها برای آموزش و ۲۰٪ برای آزمایش به صورت اتفافی انتخاب گردید.

جدول ۱: مقادیر پارامترهای استفاده شده در الگوریتم ژنتیک

Population size	20
Crossover rate	1.0
Mutation rate	0.01
Number of generations	50

جدول ۲: بررسی متوسط دامنه P300 در سه بلوک ثبت متوالی

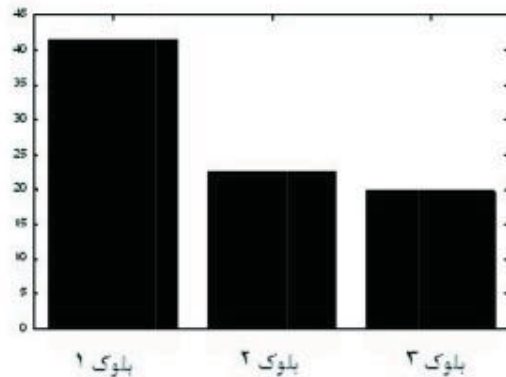
شماره بلوک	دامنه بر حسب میکرو ولت
بلوک اول	۴۱/۴
بلوک دوم	۲۲/۵
بلوک سوم	۱۹/۸



شکل ۱: فلوجارت نشان دهنده فرآیند تکاملی که الگوریتم ژنتیک دنبال می‌کند.

۴- نتایج

پس از پایان آزمایش‌ها، نتایج هر سوزده در هر بلوک ثبت جهت بررسی دامنه P300، همچنین اطمینان از صحت انجام آزمایش‌ها، با استفاده از روش متوسط‌گیری استخراج شده



(شکل ۳) بررسی متوسط دامنه P300 در سه بلوک ثبت متوالی. دامنه‌ها بر حسب میکروولت می‌باشد.

Block	Number of Selected Features	Nontarget Accuracy Train	Nontarget Accuracy Test	Target Accuracy Train	Target Accuracy Test	Overall Accuracy
بلوک اول	۱۰	۹۱/۳۰	۸۶/۵۵	۶۱/۴۷	۶۰/۰۰	۶۱/۱۷
بلوک دوم	۹	۸۰/۷۶	۷۴/۷۶	۶۰/۹۲	۵۸/۵۴	۶۰/۴۴
بلوک سوم	۷	۷۱/۹۳	۶۲/۹۶	۷۶/۷۶	۶۱/۹۰	۷۳/۷۷

شکل ظاهری سیگنال از نظر اندازه دامنه، تغییر کرده و در نتیجه ویژگی‌ها تفاوت پیدا می‌کنند. همچنین در قسمت اعمال تحریکات، در بعضی موارد، مؤلفه P300 در تحریکات غیرهدف ایجاد شده که این امر ممکن است ناشی از اثر تحریک‌کنندگی دیگر تن‌های صوتی و یا آمادگی و انتظار سوژه برای شنیدن تحریک هدف باشد. همچنین در برخی موارد دیگر، مؤلفه P300 در تحریکات هدف ایجاد نشده است که این مورد را می‌توان به خستگی سوژه ارتباط داد.

همچنین در این تحقیق مشاهده گردید در صورتی که از فاصله بین بلوک‌ها برابر سه تا پنج دقیقه برای استراحت سوژه استفاده گردد، برخلاف آنچه که در تحقیق Lindin و همکارانش آمده بود [6]، بازیابی دامنه وجود نداشت. علت این تفاوت به احتمال آن است که در این تحقیق برخلاف تحقیق Lindin به جای دو تحریک صوتی از پنج تحریک استفاده گردیده بود؛ لذا نیاز است تا فاصله بین بلوک‌های ثبت، بیش از این مقدار در نظر گرفته شود.

در نهایت در این تحقیق با استفاده از ویژگی‌های برتر در کانال Pz به دقت تفکیک ۶۰/۰۰٪ در داده‌های آزمون بلوک اول، به دقت تفکیک ۵۸/۵۴٪ در داده‌های آزمون بلوک دوم و به دقت تفکیک ۶۱/۹۰٪ در داده‌های آزمون

در نهایت با استفاده از یک سیستم شناخت مبتنی بر شبکه عصبی با یک لایه مخفی و الگوریتم ژنتیک، به نتایج نشان داده شده در (جدول ۳) و در سه زیر بلوک اول، دوم و سوم با فاصله بین هر بلوک برابر سه تا پنج دقیقه می‌رسیم. همان‌طور که مشاهده می‌شود در بهترین حالت و با استفاده از ده ویژگی LAT, ANAR, TAR, ATAR, PP, PPS, ZCD برای بلوک اول، و با استفاده از نه ویژگی AMP, ALAR, NAR, LAT, AMP, برای بلوک اول، و با استفاده از هفت ویژگی AASS, PPT, PPS, ZCD LAR, ALAR, ANAR, AMP, ANAR, برای بلوک دوم و با استفاده از هفت ویژگی TAR, PP, PPS, ZA, SSA در بلوک سوم به نتایج ارائه شده در (جدول ۳) رسیده ایم. این میزان درصد تفکیک با ویژگی‌های بهینه استخراج شده از کانال Pz به دست آمده است.

۵- بحث و نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج، دیده می‌شود که در بلوک‌های متفاوت، ویژگی‌های انتخاب شده توسط الگوریتم ژنتیک تفاوت پیدا می‌کند. علت این امر به احتمال می‌تواند آن باشد که در اثر تکرار تحریکات و در نتیجه، خستگی سوژه و یا تطبیق‌یابی،



مهدی عبدالصالحی مدرک

کارشناسی خود را در رشته مهندسی پزشکی - بالینی در سال ۱۳۸۲ از دانشگاه صنعتی امیرکبیر و مدرک کارشناسی ارشد در رشته مهندسی پزشکی - بیوالکتریک را در سال ۱۳۸۵

دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد اخذ نموده است. وی هم اکنون دانشجوی دوره دکترای مهندسی پزشکی-بیوالکتریک دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات می‌باشد. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقه وی پردازش سیگنال‌های حیاتی، تجزیه و تحلیل سیگنال‌های مغزی و بررسی فعالیت‌های شناختی مغز می‌باشد.

نشانی (رایانامک) پست الکترونیکی ایشان عبارت

abdossalehi@yahoo.com

است از:



محمدعلی خلیلزاده درجه

کارشناسی مهندسی برق - الکترونیک در سال ۱۳۶۹ از دانشگاه صنعتی شریف و کارشناسی ارشد مهندسی برق - مهندسی پزشکی در سال ۱۳۷۲ از

همان دانشگاه دست یافت. ایشان در سال ۱۳۷۸ به درجه دکتری تخصصی مهندسی برق - مهندسی پزشکی در دانشگاه تربیت مدرس رسید. وی دارای سابقه فعالیت و تدریس در گروه مهندسی پزشکی دانشگاه شاهد، دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر و دانشکده مهندسی پزشکی واحد علوم و تحقیقات دانشگاه آزاد اسلامی در دوره‌های کارشناسی و تحصیلات تکمیلی می‌باشد. ایشان دارای سوابق فعالیت‌های پژوهشی در جهاد دانشگاهی صنعتی شریف و پژوهشکده پردازش هوشمند علائم بوده و هم اکنون در زمینه اندازه‌گیری، پردازش و تحلیل سیگنال‌های حیاتی به‌ویژه سیگنال‌های مغزی، مدل‌سازی سیستم‌های حیاتی، تحلیل فرآیندهای درکی و سایکوفیزیولوژیکی در انسان فعالیت دارد. وی هم اکنون مدیر گروه مهندسی پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی مشهد است.

نشانی (رایانامک) پست الکترونیکی ایشان عبارت

makhalilzadeh@mshdiau.ac.ir

است از:

بلوک سوم دست یافته‌ایم که نتایج بسیار خوبی را نسبت به تحقیقات دیگر نشان می‌دهد.

۶- مراجع

عبدالصالحی، م؛ اکبرزاده توتونچی، م؛ تشخیص مؤلفه‌های شناختی در سیگنال مغزی با استفاده از ANFIS؛ یازدهمین کنفرانس بین‌المللی کامپیوتر تهران؛ ۱۳۸۴

[2] Niedermeyer, & et al "Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields".5th ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins; 2005.

[3] N Jeremy Hill. & et al; "An Auditory Paradigm for Brain-Computer Interface"; Max Plank Institute for Biological Cybernetics; 2004

[4] ابوطالبی، و؛ مرادی، م.ح؛ خلیلزاده، م.ع؛ تشخیص مؤلفه‌های شناختی در سیگنال‌های مغزی با استفاده از ضرایب ویولت؛ فصلنامه مهندسی پزشکی زیستی؛ شماره اول، سال اول

[5] Odin van der Stelt & et al; "Application of Electroencephalography to the Study of Cognitive and Brain Functions in Schizophrenia"; Schizophrenia Bulletin vol. 33 no. 4 pp. 955-970, 2007

[6] Lindin M & et al; "Stimulus intensity effects on P300 amplitude across repetition of standard auditory Oddball task"; Biological Psychology; Vol. 69; PP 375-385; 2005

[7] Kalatzis, I;et al; Design and implementation of an SVM-based computer classification system for discriminating depressive patients from healthy controls using the P600 component of ERP signals, Computer Methods and Programs in Biomedicine, Vol.75, pp.11-22, 2004.

[8] Miller,M.T.,Jerebko, A.K., Malley, J.D. and Summers, R.M., "Feature Selection Algorithm", Proceedings of SPIE, Vol.5031, pp.102-110, 2003

[9] Lindin M,et al; "Changes in P300 amplitude during an active standard auditory oddball task"; Biological Psychology; pp. 153-167, 2004



محمودرضا آذرپژوه مدرک دکترای

حرفه‌ای خود را در سال ۱۳۷۳ از دانشگاه

علوم پزشکی مشهد و مدرک PHD خود را

در رشته تخصص مغز و اعصاب در سال

۱۳۸۰ از همان دانشگاه اخذ نموده است.

وی هم اکنون فلوشیپ سکته‌های مغزی می‌باشد؛ زمینه‌های

تحقیقاتی مورد علاقه وی علوم اعصاب می‌باشد.

نشانی (رایانامک) پست الکترونیکی ایشان عبارت

از: azarpazhooh@yahoo.com

است از: