DOI: 10.22041/ijbme.2004.13514

Detection of the Cognitive Components of Brain Potentials Using Wavelet Coefficients

V. Abootalebi[1, 2*], M. Moradi[1], M. Khalilzadeh[2, 3]

[1] Department of Biomedical Engineering, AmirKabir University of Technology
[2] Research Center of Intelligent Signal Processing
[3] Department of Biomedical Engineering, Azad University of Mashhad

Received 28 November 2003; received in revised form 26 July 2004; accepted 25 October 2004

Abstract

P300 is the most predominant cognitive component of the brain signals. In this study, the single trial event related potentials recorded from the scalp, were decomposed to their time-frequency components using discrete wavelet transform. These quantities were later analyzed as the features related to the cognitive activities of brain. Study on these features showed that cognitive processes of the brain often reflected in the feature of δ and θ bands. The aim of this study, as a primary step for "lie detection using brain signals (EEG - Polygraphy)", was to design a system for discriminating between single trials involved P300 and those without it. In the first approach, an optimal discriminant function based on 9 features was designed using "Stepwise Linear Discriminant Analysis". Detection accuracy was 75% in training data and 71% in test data. More study on this method showed that almost similar accuracy could be obtained from the features of Pz channel alone. In the second approach, the modular learning strategy - based on principal component analysis and neural networks - was used. After training the systems, the maximum classification accuracy was 76% in train data and 72% in test data.

Keywords: Brain potentials; Cognitive functions; P300, Lie detection; Discrete wavelet transform; Linear discriminant analysis; Modular learning strategy

***Corresponding author**
Address: *Department of Biomedical Engineering, AmirKabir University of Technology, Hafez St., Tehran, I.R.Iran*
Tel & Fax: *+9821 6495655*
E-mail: *abootalebi@aut.ac.ir*

DOI: 10.22041/ijbme.2004.13514

آشکارسازي مؤلفه‌هاي شناختي سيگنال مغز با استفاده از ضرايب ويولت

وحيد ابوطالبي[۱،۲*]، محمدحسن مرادي[۱]، محمدعلي خليل‌زاده[۲،۳]

[۱]دانشگاه صنعتي اميركبير، دانشكده مهندسي پزشكي
[۲]پژوهشكده پردازش هوشمند علائم
[۳]دانشگاه آزاد اسلامي واحد مشهد، گروه مهندسي پزشكي

تاريخ ثبت اوليه: ۱۳۸۲/۹/۸، تاريخ دريافت نسخه اصلاح شده: ۱۳۸۳/۵/۵، تاريخ پذيرش قطعي: ۱۳۸۳/۸/۴

چكيده

مؤلفة **P300** يكي از مهم‌ترين سيگنال‌هـاي الكتريكي مرتبط بـا فعاليت‌هـاي شناختي مغز است. در ايـن تحقيق، بـا استفاده از تبديل ويولت گسسته، سيگنال‌هاي تك‌ثبت گرفته شده از روي سر، بـه مؤلفه‌هاي مختلف فركانسي تجزيه گرديده و از ضرايب به دست آمده به عنوان ويژگي‌هاي مرتبط با فعاليت‌هاي شناختي مورد مطالعه استفاده شده است. بررسي ويژگي‌ها نشان مي‌دهد اغلب پردازش‌هاي شناختي مورد بررسي در ويژگي‌هاي مربوط به باندهاي دلتا و تتا بروز يافته‌اند و هر دستة شامل چند ويژگي، مربوط به يكي از زيرپردازش‌هاي درگير در طـي توليد **P300** هستند. هدف از اين تحقيق، به عنوان يك گام اوليه براي طراحي روشي براي دروغ‌سنجي با استفاده از امواج مغزي، پيـاده‌سازي سيستمي بـوده كـه بتواند از روي ايـن ويژگي‌ها، تك‌ثبت‌هاي حاوي موج **P300** را از تك‌ثبت‌هاي فاقد اين موج تفكيك نمايد. بـراي اين منظور در مرحلة اول بـا استفاده از "تحليل تفكيكي قدم بـه قدم" يك تابع تفكيك بهينه به صورت تـركيب خطي نـه عدد از اين ويژگي‌ها طرح شد كه قادر است بـا دقت حـدود ۷۵ درصد در دادگـان آموزش و ۷۱ درصد در دادگان آزمون، تك‌ثبت‌هاي مربوط بـه تـحريك‌هاي هدف و غيرهدف را از يكديگر جدا كند. بررسي‌هـاي بيشتر نشان داد تنها بـا استفـاده از سيگنال ثبت شده در كانال **Pz** نيز مـي‌توان تقريباً بـه همين ميزان تفكيك رسيد. در مرحلة بعد، براي دسته‌بندي داده‌ها از يك استراتژي يادگيري مدولار متكي بـه آناليز مؤلفه‌هاي اصلي و شبكه‌هاي عصبي استفاده شد. در نهايت با تعليم اين سيستم با ثبت‌هاي موجود، در بهترين وضعيت از حـالات پيـاده‌سازي شده، حداكثر دقت تفكيك حدود ۷۶ درصد روي دادگـان آموزش و حدود ۷۲ درصد روي دادگـان آزمون بـه دست آمد.

واژه‌هاي كليدي: سيگنال‌هـاي الكتريكي مغز؛ فعاليت‌هـاي شناختي؛ **P300**؛ دروغ‌سنجي؛ تبديل ويولت گسسته؛ تحليل تفكيكي خطي؛ استراتژي يادگيري مدولار

* عهده‌دار مكاتبات
نشاني: تهران، خيابان حافظ، دانشگاه صنعتي اميركبير، دانشكدة مهندسي پزشكي
تلفن و دورنگار: ۶۴۹۵۶۵۵ - ۰۲۱، پيام‌نگار: abootalebi@aut.ac.ir

۱- مقدمه

جنبه‌هـاي شنـاختـي فـعـاليت مغز همـواره از جذاب‌تـريـن زمينه‌هـاي مطالعاتي در بسياري از شاخه‌هاي علوم مرتبط بـا مغز بـوده است و تحقيـقات زيـادي بـراي تشخيص نـحـوه عملكرد مغز در فعاليت‌هاي شناختي انجام شده و مي‌شود. در بين روش‌هـاي مختلفـي كـه بـراي اطلاع از نـحـوه عملكرد سيستم مغز وجود دارد، سيگنال‌هـاي الكتـريـكي مغز يـعنـي EEG و ERPها، به دليل غيرتهاجمي بودن، در دسترس بودن و قدرت تفكيک[1] زمانـي منـاسب، مورد تـوجـه خاص قـرار دارند. تاكنون مـؤلفه‌هاي مختلفي از سيگنال مغز در رابطه بـا فعاليت‌هـاي شناختي مورد بـررسـي قـرار گرفته‌اند و ارتباط تعدادي از آنـها بـا عملكرد شناختي مغز از طـريـق مطالعات مختلف تـأييد شده است كـه در ايـن ميـان، اغلب محـققين، P300 را بـارزتـريـن مـؤلفة شنـاختـي مغز مـي‌دانند و عمده مطالعات خود را روي آن متمركز نموده‌اند [۱].

تحقيقات انجـام شده و در حـال انجـام روي ويـژگـي‌هـاي شناختي سيگنال‌هاي مغزي به دو گروه عمده تقسيم مي‌شود: دستة اول تحقيقاتي كـه صرفاً جهت شنـاخت مكـانيزم‌هـاي عملكرد مغز و نقش واحدهاي مختلف مغزي در طي فعاليت شنـاختي و احيـانـاً مدل‌سازي ريـاضي و سيستمي آن انجـام مـي‌شود و دستـة دوم مطالعات كـاربـردي كـه غـالبـاً بـراي تشخيص بيماري‌هايي همچون آلزايمر، زوال عقلاني[2]، حافظه توهمي[3] و يـا بـراي كاربردهاي عملي‌تر مثل تشخيص تظاهر بـه بيمـاري[4] و يـا دروغ‌سنـجـي انـجـام مـي‌شود. در روش دروغ‌سنـجـي بـا استفاده از مؤلفه‌هاي شناختي ـ كـه در ايـن تحقيق نيز بـه عنوان هـدف نهايي مورد نظر است ـ عمدتاً از مؤلفة P300 بهره گرفته مي‌شود. در ايـن روش، پروتكل ثبت سيگنال به نحوي طراحي مي‌شود كه در هنگام مواجهة سوژه با اطلاعاتي كه بـه دروغ از آنها اظهار بي‌اطلاعي مي‌كند، يك مـوج P300 در سيگنـال مغزي او ايـجـاد شود تـا از طريـق تشخيص آن بتوان بـه دروغگويـي فرد پي برد. بنابراين يـك گام اوليه براي رسيدن بـه چنين سيستمي، طراحي الگوريتمي است كـه بتـوانـد وجـود يـا عدم وجـود مـؤلفة P300 را در سيگنـال‌هـاي گـرفـتـه شده از مغز آشكـار نـمـايـد. مسألـة آشكـارسازي مـوج P300 در بـرخي از كـاربـردهـاي ديـگر مؤلفه‌هاي شناختي نيز مطرح است كـه در ادامه بـه آنها اشاره خواهد شد.

مـانند ساير ERPها، تـاكنـون عمـومـي‌ترين روش استخراج P300 و بـررسي آن، تحليل زمـانـي بـوده است. بـراي ايـن منظور، از هر يك از تحريك‌ها تعدادي ثبت گرفته مي‌شود و سپس با متوسط‌گيري سنكرون پاسخ‌هاي مربوط به هر تـحريـك،ERP مـربـوط بـه آن محـاسبه مي‌شود. مهم‌ترين مشكل ايـن روش نيـاز بـه تعداد ثبت بـالا بـراي رسيدن بـه شكل موج مناسب است كه اين امر باعث طولاني شدن مدت تست و خستگي سوژه و در نتيجه اثر منفي روي اعتبار تست مي‌شود. اشكـال ديگري كـه متوسط‌گيري ايجاد مي‌كند ايـن است كـه بـه دليـل تـأخيـرهـاي غيريكسان پيـك P300 در پاسخ‌هاي مختلف، در نتيجة متوسط‌گيري، يك شكل موج با چند پيك و يا يـك پيك پهن شده بـه دست مي‌آيد. بنابراين استخراج P300 از روي تـك‌ثـبـت و يـا حـداقـل، تشخيص وجود يـا عدم وجود P300 در يـك تك‌ثبت، هدفي مطلوب براي بسياري از تحقيقات و مطالعات روي P300 است.

از سوي ديگر، برخي از محققين از جمله Basar اعتقاد دارند ERP نيز مانند EEG، حاصل يـك سري نـوسانـات سنكرون شده در بـانـدهـاي فـركـانسي مختلف است كـه هـر كدام از ايـن ريتم‌ها بـه بخش خاصي از فعاليت مغزي مربوط هستند [۲-۴]. ايـن تئوري، ايدة استفاده از ويژگي‌هاي طيفي را براي بررسي P300 مطرح مـي‌سازد. البته بايد توجه داشت از آنجايي كـه تغييرات در سيگنال P300 داراي ماهيت زمـانـي است و مستقل از زمان نمي‌باشد، براي بررسي مشخصه‌هاي فركانسي آن به پردازش در حوزه زمان - فركانس نياز است.

بـر مبناي آنچه گفته شد و بـا توجه بـه اين‌كه يكي از مسائل مطرح در اغلب زمينه‌هاي استفاده ازP300 (از جمله كـاربرد مورد نظر ما يعني دروغ‌سنجي)، مسأله تشخيص بروز يا عدم بـروز مـوج P300 و بـه عبـارت ديـگر، تشخيص پـاسخ بـه تحريـك هدف[5] از پاسخ به تحريـك غيرهدف[6] است، هدف از انجام اين تحقيق، پياده‌سازي و مقايسة دو روش براي نيل

[1] Resolution
[2] Demance
[3] False Memory
[4] Malingering
[5] Target
[6] Non-Target

به این هدف بوده است. بدین منظور پس از ثبت داده‌هاي لازم، از ضرایب ویولت تك‌ثبت‌هاي گرفته شده به عنوان ویژگي‌هاي مرتبط با فعالیت‌هاي شناختي مغز بهره گرفته و سپس از دو نوع دسته‌بندي‌کنندهٔ مختلف براي تفکیك دو گروه هدف و غیرهدف استفاده مي‌گردد. در نهایت، عملکرد دو روش مورد مقایسه قرار خواهد گرفت. در این مقاله، ابتدا در بخش دوم به توضیح مختصري در مورد مؤلفه‌هاي شناختي سیگنال الکتریکي مغز پرداخته مي‌شود و در مورد P300 به طور خاص توضیح بیشتري ارائه خواهد شد. در بخش سوم، جزئیات پروتکل ثبت سیگنال ذکر خواهد شد و به دنبال آن، در بخش چهارم به بیان روش‌هاي مختلف پردازشي اعمال شده روي داده‌ها پرداخته مي‌شود. نتایج به دست آمده از این پردازش‌ها در بخش پنجم ارائه مي‌گردد و در پایان، در بخش ششم، بحث در بارهٔ این نتایج و جمع‌بندي آنها ارائه خواهد شد.

۲- مؤلفه‌هاي شناختي در سیگنال‌هاي مغزي

جنبه‌هاي شناختي فعالیت مغز یکي از جذاب‌ترین زمینه‌هاي مطالعاتي در بسیاري از شاخه‌هاي علوم مرتبط با مغز مي‌باشد. منظور از فعالیت‌هاي شناختي، بخشي از فعالیت‌هاي مغزي است که در طي کارهایي مثل تشخیص و شناسایي ورودي‌هاي حسي، تمرکز، بازخواني حافظه و... بروز مي‌کند. محققین زیادي در رشته‌هاي مختلف علمي، از نورولوژي و بیهوشي گرفته تا هوش مصنوعي و سیستم‌هاي خبره، وقت زیادي را صرف گشودن رموز این جنبهٔ پیچیده از سیستم عصبي انسان نموده‌اند، ولي به دلیل پیچیدگي فوق‌العادهٔ این سیستم، اگرچه نتایج ارزشمندي به‌دست آمده است، هنوز براي درك کامل آن، راه درازي در پیش روی محققین وجود دارد.

از آنجایي که اغلب فعالیت‌هاي شناختي مورد مطالعه به انسان اختصاص داشته و امکان بررسي آنها روي حیوانات وجود ندارد، بنابراین در تحقیقات مربوط به آنها، اولین مسأله، دسترسي به روش‌هایي است که علاوه بر غیرتهاجمي بودن، بتوانند بیشترین اطلاعات ممکن را از فعالیت سلول‌هاي مغزي جمع‌آوري کنند. از این‌رو روش‌هاي تهاجمي - مانند آنچه در تحقیقات بیوشیمي و بعضاً نورولوژي روي حیوانات از طریق بررسي مواد موجود در بافت خاص و یا اندازه‌گیري میزان تجمع یك ماده در نواحي خاص از مغز انجام مي‌شود - در بررسي‌هاي شناختي چندان کارآیي ندارند. در عمل، عمدهٔ روش‌هاي مورد استفاده در این تحقیقات شامل روش‌هاي پیشرفتهٔ تصویربرداري از مغز با امکان تشخیص میزان جریان خون ناحیه‌اي (rCBF)[7] مانند fMRI[8]، PET[9] و SPECT[10] و روش‌هاي ثبت نشانه‌هاي الکترومغناطیسي فعالیت مغز مانند EEG و MEG[11] است. هر یك از این دو دسته روش از مزایا و معایبي نسبت به دستهٔ دیگر برخوردار است. در حالي که نقطهٔ قوت روش‌هاي دسته اول در امکان کار با قدرت تفکیک مکاني بسیار بالا و تمرکز روي یك ناحیهٔ کوچك از مغز است ولي در زمینهٔ قدرت تفکیک زماني به دلیل مدت زمان نه چندان کوچك لازم براي ثبت تصویر، این روش‌ها قادر به تشخیص فعالیت‌هاي رخ داده در یك زمان کوتاه نیستند. در مقابل، روش‌هاي دستهٔ دوم که از نظر زماني داراي دقت بسیار بالا هستند، در زمینهٔ توزیع مکاني سیگنال تولید شده در مغز، اطلاعات دقیقي به دست نمي‌دهند.

در میان کل روش‌هاي این دو دسته، fMRI، PET، SPECT و MEG همگي از روش‌هایي هستند که سیستم‌هاي ثبت آنها، هنوز نیاز به تجهیزات گران‌قیمت و کمیاب دارند و امکان ثبت آنها تنها در مراکز تحقیقاتي یا بیمارستاني بزرگ میسر است و در این میان، تنها EEG (و به طور کلي فعالیت الکتریکي مغز) است که با دستگاه‌هاي به مراتب ساده‌تر و فراگیرتر قابل ثبت است. به علاوه، میزان محدودیت ایجاد شده براي فرد از لحاظ تحرك و آزادي عمل براي انجام یك فعالیت خاص در طي ثبت، در EEG کمتر از سایر موارد است. با توجه به این دلایل، در بسیاري از تحقیقات انجام شده روي فعالیت‌هاي شناختي مغز، از ثبت پتانسیل‌هاي الکتریکي مغز، شامل EEG و ERPها بهره گرفته مي‌شود.

جهت آشنایي با مؤلفه‌هاي شناختي موجود در پتانسیل‌هاي

[7] **r**egional **C**erebral **B**lood **F**low
[8] **f**unctional **M**agnetic **R**esonance **I**maging
[9] **P**ositron **E**mission **T**omography
[10] **S**ingle **P**hoton **E**mission **C**omputed **T**omography
[11] **M**agneto**e**ncephalo**g**raphy

مغزي، ابتدا توضيح مختصري در مورد سيگنال‌هاي الكتريكي مغز شامل EEG و ERPها ارائه مي‌گردد و در ادامه، يكي از عمده‌ترين اين مؤلفه‌ها، يعني P300 معرفي خواهد شد.

۲-۱- سيگنال‌هاي الكتريكي مغز (EEG وERPها)

با توجه به ارتباط الكتريكي بين نورون‌هاي عصبي و ارسال اطلاعات عصبي از طريق پالس‌هاي الكتريكي بين قسمت‌هاي مختلف سيستم اعصاب مركزي، اين سيستم بسيار پيچيده را مي‌توان به عنوان مجموعه‌اي از دوقطبي‌هاي الكتريكي بي‌شمار به حساب آورد كه كلية پردازش‌هاي ذهني انسان در آن بروز مي‌يابد. ثبت اين فعاليت الكتريكي، از طريق نصب الكترودهاي مناسب روي پوست سر امكان‌پذير است، البته به دليل تضعيف سيگنال‌هاي رسيده به الكترودها (خصوصاً در گذر از جمجمه) و همچنين به دليل هدايت حجمي جريان الكتريكي در داخل بافت مغز، سيگنالي كه در هر الكترود ثبت مي‌گردد، شامل اطلاعات مربوط به حجم وسيعي از بافت مغز و حاوي تركيب پيچيده‌اي از اطلاعات مربوط به منابع الكتريكي موجود در اين ناحيه است.

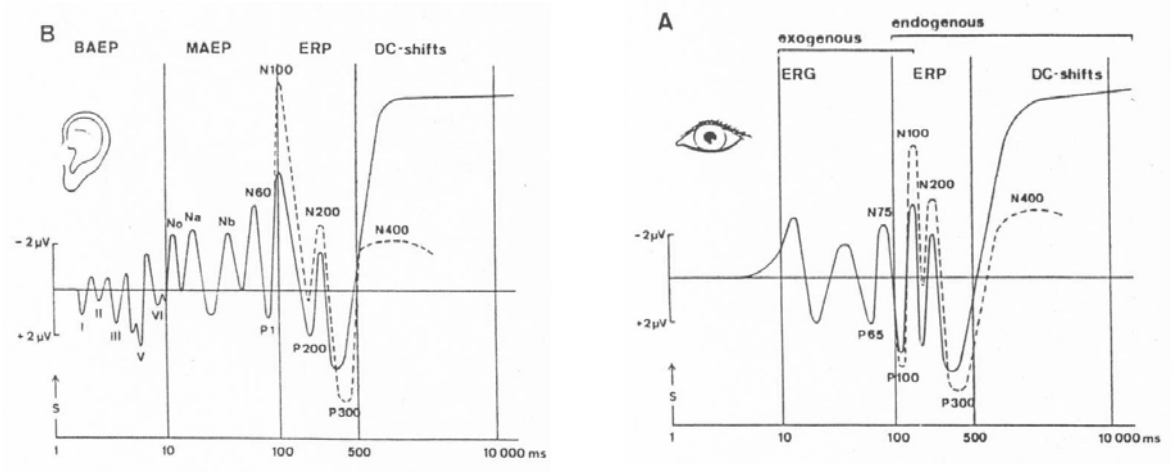
روش عمومي ثبت سيگنال‌هاي مغزي، ثبت به صورت پيوسته است، يعني از فرد در طي حالت خاصي به طور پيوسته سيگنال گرفته مي‌شود و تغييرات آن از طريق مشاهدة چشمي يا روش‌هاي پردازشي مورد بررسي قرار مي‌گيرد. به اين نحوه از ثبت فعاليت مغز، الكتروانسفالوگرافي (EEG) گفته مي‌شود. اما در بعضي موارد، هدف بررسي فعاليت مغز در طي يك رخداد خاص مثلاً در پاسخ به يك تحريك است. اگرچه در اين حالت هم پاسخ مربوط به آن وضعيت روي EEG ظاهر مي‌شود، ولي از آنجايي كه بخش‌هاي مختلف ديگري نيز همزمان روي مغز اثر دارند، تأثير اين رخداد خاص، قابل تفكيك و بررسي جداگانه نيست. روش معمول در اين حالت، تكرار حالت مورد بررسي و متوسط‌گيري سنكرون از سيگنال‌هاي مغزي ثبت شده طي مرتبه‌هاي تكرار شده است. در اين حالت، با توجه به ماهيت شبه‌نويزي EEG، به خاطر متوسط‌گيري اثر آن تضعيف شده و سيگنال‌هاي وابسته به رخداد - كه همگي با فاز مشابه به هم اضافه شده‌اند - تقويت مي‌گردند. به اين سيگنال‌ها كه به صورت مرتبط با يك رخداد توليد مي‌شوند ERP[12] مي‌گويند. عمدة ERPها پاسخ‌هايي هستند كه مغز در هنگام مواجهه با يك تحريك حسي از خود بروز مي‌دهد (EP)[13]. تحريك حسي مورد استفاده مي‌تواند از طريق حواس مختلف به فرد وارد شود كه حواس شنوايي و بينايي بيشترين مورد استفاده را دارند. دامنة اين ERPها در مقايسه با EEG زمينه كوچك بوده و در محدودة ۲ تا ۲۰ ميكروولت است.

اگر تحريك وارد شده قدري پيچيده‌تر از يك تحريك ساده و بدون مفهوم باشد و نياز به يك فعاليت تشخيصي هم داشته باشد، به غير از EPهاي اوليه كه تحت عنوان ERPهاي برون‌زا[14] شناخته مي‌شوند و پاسخ مربوط به حس كردن اين تحريك هستند، دستة ديگري از پاسخ‌ها با تأخير بيشتر نيز ظاهر مي‌شوند كه به آنها ERPهاي درون‌زا[15] مي‌گويند و ناشي از فعاليت شناختي انجام شده روي تحريك مي‌باشند. در حالي كه ERPهاي برون‌زا (مثلاً ABR) بيشتر به خواص تحريك فيزيكي توليدكنندة آنها بستگي دارند، ERPهاي درون‌زا بيشتر با پارامترهاي فيزيولوژيكي فرد مرتبط است و خواص تحريك در آنها نقش ثانويه دارد. همچنين اين دسته پتانسيل‌ها از لحاظ تأخير هم بزرگ‌تر از مؤلفه‌هاي برون‌زا هستند (>100ms).

ERPها را بر اساس معيارهاي مختلفي به زيرمؤلفه‌هاي تشكيل‌دهندة آنها تجزيه مي‌كنند. در عمومي‌ترين روش دسته‌بندي و نام‌گذاري اين مؤلفه‌ها، قطبيت شكل موج را با حروف N (براي منفي) و P (براي مثبت) نشان مي‌دهند و به دنبال آن ميزان تأخير مؤلفه يا يك عدد را مي‌آورند (مثلاً N100 يا N1 نشان‌دهندة يك پيك منفي با تأخير حدود ۱۰۰ ميلي ثانيه نسبت به زمان تحريك است.). شكل۱، نمايي از مؤلفه‌هاي درون‌زا و برون‌زاي ERP را - كه در پاسخ به تحريك‌هاي شنوايي و بينايي ظاهر مي‌شوند - نشان مي‌دهد.

تحقيقات انجام شده روي مؤلفه‌هاي درون‌زاي ERP، شامل P100، N100، P200، N200، P300 و N400، ارتباط مستقيم

[12] **E**vent **R**elated **P**otential
[13] **E**voked **P**otential
[14] Exogenous ERPs
[15] Endogenous ERPs



شكل ۱- مؤلفه‌هاي برون‌زا و درون‌زاي توليد شده در پاسخ به تحريك‌هاي بينايي و شنوايي [۱]

در ايـن شكل، پاسخ‌هاي متوسط‌گيري شده براي دو نوع تـحريـك بينايي (A) و شنوايي (B) نشان داده شده است (تـوجـه داشته بـاشيد محور زمـان بـه صورت لگـاريتمـي تقسيم‌بندي شده است.).

قسمت **A**: مـؤلفه‌هـاي بـرون‌زا شامل الـكتروريتينوگـرام (ERG) P65 و N75 هستند. مـؤلفه‌هاي بـا تـأخير بـالاي 100ms بـه عنوان مؤلفه‌هاي درون‌زا در نظر گـرفته مـي‌شونـد. مـؤلفه‌هاي P100 و N100 از طـريق جهت‌دهـي[16] و تـوجـه انتخابي[17] ، مؤلفة N200 از طريق ارزيابي تـحريـك وارد شده[18] و P300 از طريق بازسازي محتوايـي[19] دچـار تغيير مـي‌شوند (نمودارهاي خط‌چين). N400 نيز بـا انتظار معنايي[20] ارتباط دارد. شيفت DC بزرگ نيز هنگامي رخ مي‌دهد كـه بـايـد يك كار شناختي پيچيده انجام شود.

قسمت **B**: در تـحريـك صوتـي مـؤلفه‌هاي بـرون‌زا شامل پـاسخ‌هـاي ساقه مغز (BAEP)[21] و مؤلفه‌هاي با تـأخير متوسط (MAEP)[22] هستند. مـؤلفه‌هاي درون‌زا نيز در مقايسه بـا حالت بينايي بـه تـأخيرهـاي پايين‌تر متمايل می باشند ولـي مشابـه حالت بينايي مي‌توانند با فعاليت مغزي دچار تغيير شوند.

آنها را با برخي از فعاليت‌هاي شناختي نشان داده است كه در مـورد بسياري از آن‌هـا، ايـن ارتـبـاط از طـرف گـروه‌هـاي تحقيقاتي مختلف بـه تأييد قطعي رسيده است [۱]. اما در بين همه ايـن مؤلفه‌ها، P300 از معتبرترين و قوي‌ترين جايگاه در ارتـبـاط بـا فعاليت‌هاي شناختي مغز بـرخوردار است و عمـده تحقيقات انجام شده و در حال انجام روي مؤلفه‌هاي شناختي مغز بـر ايـن مـوج خـاص متمركز شده است. در ادامـه، بـه تعريف و توضيح مشخصات P300 پرداخته خواهد شد.

P300 -۲-۲

P300 يك نوع خاص ازERP و يا به تعبير ديگر، يك مؤلفه از ERP است كـه در شـرايـط خـاصي ظاهـر مـي‌شـود. طبـق تحقيقات انجام شده، هنگامي كـه مغز در حين پردازش يـك سري از تحريكات معمول، به يك تحريـك جديد (تحريـك غيرمعمول) بـرمـي‌خورد، در سيگنـال مغزي ثبت شده، يـك موج P300 ظاهر مي‌شود. البته بـراي تـوليد P300 لازم است كه بـراي فرد، وظيفه[23] خاصي هم تعريف شود كه تنها در پاسخ بـه تحريك هدف انجـام دهد، مثلاً از وي خواسته شود تا تعداد اين تحـريكات را بشمارد [۱]. بـا ايـن حال بعضي از محققين عقيده دارند P300 پاسخي بـه يـك رخداد داخلي ناشي از فعاليت شناختي است و انجام وظيفه خـارجي تنها تقويت‌كنندة اين فعاليت داخلي بوده و در توليد آن نقش اساسي ندارد [۵].

از لحاظ فيزيكي، P300 داراي پلاريتـة مثبت و دامنـة حـدود ۱۰ تا ۱۵ ميكروولت (در افراد جوان) مي‌باشد [۱] كـه همين امـر نشان مـي‌دهد مشاهدة آن روي EEG زمينـه بـا يـك بار مثبت گرفتن سخت است و نـيـاز بـه روش‌هـاي پـردازشـي خـاصـي دارد كـه معمـول‌تـريـن آنـها تـكـرار تـحريـك و متوسط‌گيري است.

براي تحريـك‌هاي صوتي، ميزان تـأخير موج P300 بـه طور

[16] Orienting
[17] Selective Attention
[18] Stimulus Evaluation
[19] Context Updating
[20] Semantic Expectancy
[21] Acoustic Brain-stem Evoked Potentials
[22] Mid-Latency Components
[23] Task

متوسط حدود 300ms است كه علت انتخاب نام P300 نيز به علت پلاريتة مثبت و تأخير 300ms آن بوده است، ولي براى تحريكات ديگر، مثلاً تحريك Visual، اين زمان ممكن است تا حدود 1000ms هم افزايش يابد؛ اگرچه در هر حال، اين موج به عنوان P300 ناميده مي‌شود. در كل، در تعريف P300، تأخيري بين 300 تا 1000 ميلي‌ثانيه براي آن ذكر مي‌شود. از نظر مكاني، در اغلب كارهاي انجام شده در زمينة P300، سيگنال از سه كانال موجود روي خط وسط سر يعني Pz، Cz و Fz ثبت شده است. تحقيقات نشان داده است در مقايسة بين اين سه كانال، در اغلب موارد P300 داراي بيشترين دامنه در ناحية پاريتال (Pz) و كمترين دامنه در ناحية فرونتال (Fz) است (Pz>Cz>Fz).

البته توجه به اين نكته ضروري است كه سن، جنس و بسياري از مشخصات سايكولوژيكي (نظيرIntelligence و Personality) بر دامنه و تأخير P300 تأثير دارند. در مرجع [۱]، با ارائه جداولي ميزان و نحوة تأثير تعدادي از اين عوامل روي دامنه و تأخير P300 ذكر شده است. اين امر لازم مي‌نمايد كه در صورت ثبت ERP به منظور بررسي يك فعاليت خاص مغزي، كلية اين عوامل مورد توجه و حتي‌الامكان كنترل قرار گيرند تا از تأثيرهاي ناخواستة آنها روي مشخصات P300 جلوگيري شود. علاوه بر اين موارد، تغييرات اندازة P300 به ميزان اطلاعات فراهم شده به وسيلة تحريك نيز بستگي دارد، يعني هر چه كار فكري خواسته شده از فرد روي تحريك‌هاي غيرمعمول بيشتر باشد، دامنه موج P300 استخراج شده بيشتر است [۱]. در مجموع، مطالعات انجام شده روي P300 نشان مي‌دهد دامنة موج P300 با احتمال تحريك هدف نسبت عكس و با ميزان محتواي مفهومي اين تحريك رابطة مستقيم دارد [۶].

۲-۲-۱- منشاء **P300**

عليرغم مطالعات مختلفي كه روي P300 انجام شده است، هنوز نتيجة واحدي در مورد محل توليد آن به دست نيامده است. بخشي از مطالعات اوليه روي اين موضوع به اين نتيجه منجر شده بود كه بخشي از P300 در Medial-Temporal و در قسمت Hippocampus (با فراگيري و حافظه در ارتباط است.) توليد مي‌شود. ولي تحقيقات بعدي نشان دادند Hippocampal تأثير غيرمستقيم بر P300 دارد و يافته‌هاي جديد، بيشتر بر تأثير Tempral-Parietal Junction تأكيد مي‌كنند كه نشان مي‌دهد P300 يك فرآيند قشري است [۱].

در مورد ريشه عملكردي اين موج نيز در مجموع، مطالعات انجام شده نشان داده است كه: "تغييرات در اندازة P300 نشانگري از تخصيص‌دهي منابع توجهي[۲۴] براي پردازش‌هاي حافظه‌اي است و تأخير P300 منعكس كنندة زمان لازم براي تخصيص منابع و به‌روزسازي[۲۵] حافظه براي يك كار خاص و يك فرد خاص است [۱]."

۲-۲-۲- الگوي **Oddball** براي استخراج **P300**

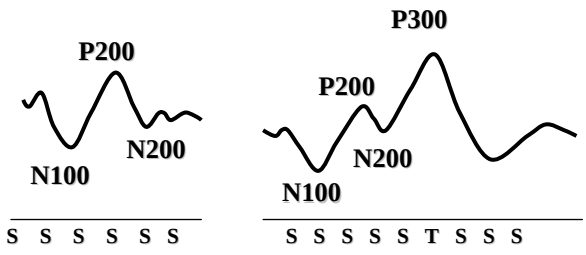
بر طبق مدل Sokolov، P300 وقتي توليد مي‌شود كه نياز به توجه خاص براي پردازش يك تحريك جديد وجود داشته باشد كه با تحريك‌هاي قبلي متفاوت است [۱]. با توجه به همين نكته است كه آزمايش‌هايي كه با هدف كار روي P300 انجام مي‌شود، از يك الگوي كلي تحت عنوان Oddball استفاده مي‌كنند. در اين الگو، دو نوع تحريك متفاوت در يك رشته از تحريكات به فرد اعمال مي‌شود به نحوي كه يكي از آنها نسبتاً به طور غيرمعمول روي مي‌دهد. از فرد خواسته مي‌شود به اين تحريك غيرمعمول مثلاً با فشردن يك كليد پاسخ دهد و به تحريك ديگر پاسخ ندهد يا اينكه كليد ديگري را فشار دهد. اين روند در شكل ۲ نشان داده شده است. در اين حالت، مؤلفه‌هاي با تأخير زياد N100، P200 و N200 براي هر دو نوع تحريك توليد مي‌شوند، ولي P300 تنها در زماني كه فرد به تحريك غيرمعمول پاسخ مي‌دهد، توليد مي‌گردد [۱].

۲-۲-۳- كاربردهاي **P300**

با توجه به ارتباط تنگاتنگي كه بين بروز مؤلفة P300 و

[24] Attentional Resource Allocation

[25] Updating



شکل ۲- الگوي تحريك‌هاي Oddball براي ثبت P300 [۲]

فعاليت شناختي مغز وجود دارد، از ايـن مـؤلفه در تحقيقاتي كـه بـه نحوي بـا جنبة شناختي فعاليت مغز سر و كار دارند، استفاده شده است، از جمله، در كـارهاي كلينيكي Polikar و همكارانش [۷]، طـي مطالعه‌اي از آن بـراي تشخيص بيماري آلزايمر[۲۶] استفاده كرده‌اند. در اين بيماري به علت بروز حالت "زوال عقلانی" در فـرد، فعـاليـت شنـاختي مغز او دچـار نقصان مي‌شود و بنابراين مـؤلفه‌هاي P300 نيز تغيير مي‌يابند. در اين روش، پس از استخراج مؤلفة P300 از افراد سالم و بيمار در طـي يـك الگوي Oddball، ويژگي‌هـايـي مبتني بـر ضرايب ويولت گسسته از آن استخراج گرديده و به عنوان ورودي به يـك شبكة عصبـي MLP داده شده است. آنگـاه شبكه بـراي تشخيص بـيـن افـراد سالم و بيمار آمـوزش داده شده و در نهايت به درصد تفكيكي بـرابـر ۹۳ درصد دست يـافتـه است. علاوه بـر اين مـورد، P300 در بـررسي بيماري‌هاي ديگـري كـه مبنـاي شنـاختـي دارنـد، نظيـر Alcholism، Autism، شيزوفرني وMS[۲۷] نيز به كار رفته است [۱].

Rosenfeld و Miller نـيـز در تحقـيـق ديگري [۶] از P300 براي تشخيص بروز حافظة توهمي استفاده كرده‌اند. منظور از حافظة توهمي، حافظه يـا خاطره‌اي است كـه بـه دليـل يـك بيماري يـا يـك سري تلقينات خارجي در ذهن فـرد تشكيل مـي‌شود و فـرد قـادر بـه تشخيص آن از خـاطـرات واقـعي خـود نـيـسـت. در ايـن مـطالـعه، صـرفـاً از مقـايسة بصري ويـژگـي‌هاي ساده‌اي نظير دامنه و تـأخير P300 استفاده شده است و بـه نظر مي‌رسد بـا اضـافـه كردن ويژگي‌هاي بهتر و الگوريتم‌هاي پردازشي قـوي‌تر مي‌توان قابليت ايـن روش را افزايش داد.

علاوه بـر مطالعات پزشكي، از P300 بـه عنوان يـك ورودي براي سيستم‌هاي ارتباط مغز بـا كامپيوتر(BCI)[۲۸] نيز استفاده شده است، از جمله، Polikoff و Bayliss در تحقيقـات جداگـانه‌اي از P300 بـراي طراحي يـك سيستم BCI بـراي افراد كاملاً فلج[۲۹] كه قابليت هيچگونه حـركـتـي را نـدارنـد، استفـاده كرده‌اند [۹،۸]. بـه عنـوان مثـال، در روش Polikoff تـحريـك بـه صـورت علامت‌هـايـي در چهـار جهت اصلي نمايش داده مي‌شود و فرد هنگام نمايش جهت مورد نظر، كار خاصي را انجام مي‌دهد. اين كار باعث مي‌شود تنها براي اين تحريك، يك مؤلفة P300 در پاسخ ظاهر شود كه با تشخيص آن مي‌توان به جهت مورد نظر فرد پي برد.

همـان‌گـونه كـه در بـخش مقـدمـه نيـز اشاره شـد، از جمله كـاربردهاي ديگري كه براي P300 مطرح شده است، استفاده از ايـن مـؤلفة شناختي بـه منـظور دروغ‌سنجي است. در ايـن كاربرد، نحوة تست مي‌بايست طوري طرح شود كـه بتواند بـه صورت يـك الگوي Oddball عمل كنـد، يعني، سوژه از بين چند مورد سؤال (مثلاً ۵ مورد) تـنـها بـه يـك مورد حساس بـاشد و هدف نيز تشخيص حساسيت فرد بـه همين مورد از روي سيگنـال‌هـاي مغزي او است. بـه علاوه، نحـوة اجـراي آزمـايش طوري طـراحـي مـي‌گـردد كـه سوژه مجبـور شود در مورد تحريـك هدف، رفتـاري متمايز از ساير تحريـك‌ها (تحـريـك‌هـاي غيـرهـدف) از خـود بـروز دهـد (مثلاً كـار خـاصـي انجـام دهـد.). در ايـن زمينه نيـز كـارهايي تـوسط Rosenfeld، Farwell، Donchin و Iaccono انـجـام شده است [۱۰-۱۳]. پژوهش حـاضر نيـز در واقع گام اوليه‌اي در اين راستا بوده و با هدف نهايي دست‌يـابـي بـه يـك سيستم دروغ‌سنجي بـا استفاده از مـؤلفه‌هاي شناختي سيگنال مغز (و به طور خـاص P300) انجـام شده است [۱۴]. همان‌گونه كه قبلاً هم ذكر شد، در بسياري از اين كاربردها به سيستمي نياز است كـه بتواند بروز يـا عدم بروز P300 را در پاسخ مغز بـه تـحريـكـات مختلف تشخيص دهـد. در ايـن تحقيق چنيـن سيستمي طراحي مي‌گردد.

[26] Alzheimer
[27] **M**ultiple **S**clerosis
[28] **B**rain–**C**omputer **I**nterface
[29] Totally Paralyzed

۳- آزمایش‌هاي ثبت سیگنال

۳-۱- پروتکل آزمایش

جهت ثبت داده‌هاي مورد نیاز در این تحقیق، آزمایش‌هاي اخذ سیگنال روي یازده نفر که همگي مرد و در محدودة سني بین ۲۲ تا ۳۵ سال بودند، انجام شد. سوژه‌ها همگي داراي بینایي طبیعي و یا اصلاح شده بودند و در طي آزمایش، از لحاظ خواندن کلمات نمایش داده شده روي کامپیوتر مشکلي نداشتند. براي طراحي الگوي Oddball، از هر سوژه خواسته شد پنج عدد که یکي از آنها از جهت خاصي داراي مفهوم متفاوتي از بقیه باشد (مثلاً سال تولد او باشد)، را بگوید. آنگاه رشته‌اي از این پنج عدد به طول ۱۵۰ نمونه تولید گردید که هر یك از اعداد، ۳۰ مرتبه به طور تصادفي در آن تکرار شده بود. براي حذف اثرات جانبي از فرد خواسته شد که اعداد هم‌طول باشند و در رشتة طرح شده نیز هیچ عددي دو مرتبه به دنبال هم تکرار نشده بود. بعد از نصب الکترودهاي Ag-AgCl در نقاط متناظر با کانال‌هاي Fz، Cz و Pz روي سر، آزمایش شروع مي‌شد. از طریق صفحه نمایشي که جلوي فرد قرار داده شده بود، رشتة اعداد به نمایش در مي‌آمد. هر عدد براي مدت دو ثانیه روي صفحه باقي مي‌ماند و بعد از یك ثانیه خالي ماندن صفحه، عدد بعدي نمایش داده مي‌شد. از فرد خواسته مي‌شد تعداد مرتبه‌اي که مورد هدف نمایش داده مي‌شود را بشمارد. (سوژه از این که تمام موارد به تعداد مساوي و برابر ۳۰ مرتبه تکرار مي‌شوند اطلاعي نداشت.). در مورد اثر پارامترهاي مختلف پروتکل آزمایش، از جمله طول زمان نمایش تحریک‌ها و فاصلة زماني بین نمایش دو تحریک متوالي، Jansen و همکارانش تحقیقاتي را انجام داده‌اند و تأثیر این پارامترها را روي درصد تشخیص آشکارساز P300 بررسي نموده‌اند [۱۵].

۳-۲- ثبت سیگنال

همزمان با نمایش اعداد، سیگنال EEG فرد در سه کانال Fz، Cz و Pz به طور پیوسته، از لحظة شروع نمایش تا انتهاي آن ثبت گردید. همچنین از طریق اتصال کامپیوتر نمایش‌دهندة تحریك‌ها به یکي از کانال‌هاي دستگاه EEG، در زمان شروع نمایش هر عدد، یك پالس روي دستگاه EEG فرستاده شد تا در مرحلة پردازش، تعیین زمان‌هاي شروع تحریك‌ها و همزمان کردن ثبت‌ها امکان‌پذیر باشد. علاوه بر سیگنال EEG، سیگنال EOG نیز با اتصال دو الکترود به بالا و پایین یکي از چشم‌ها از طریق دو کانال دیگر از دستگاه EEG ثبت گردید. براي ثبت سیگنال‌ها از سیستم کامپیوتري NICOLET استفاده شد. این سیستم پس از تقویت سیگنال‌ها، آنها را با فرکانس ۲۵۶ هرتز نمونه‌برداري کرده و هر نمونه را در ۱۶ بیت ذخیره مي‌نمود. از هر یك از سوژه‌ها ۲ یا ۳ آزمایش گرفته شد که البته بعضي از آزمایش‌ها به دلیل اشکالات موجود در آنها حذف گردید. در کل، ۲۰ مورد از آزمایش‌ها فاقد اشکال بودند و مورد تحلیل قرار گرفتند. بعد از اتمام ثبت‌ها، پردازش‌ها به صورت غیرهمزمان[۳۰] و با استفاده از نرم‌افزار MATLAB انجام شد.

۴- روش پردازش

۴-۱- تحلیل زماني داده‌ها

در پردازش زماني سیگنال‌ها - مطابق آن‌چه در مقدمه گفته شد - با استفاده از روش متوسط‌گیري سنکرون، شکل موج ERP مربوط به هر تحریك استخراج گردید. بدین منظور، پس از فیلتر کردن سیگنال ثبت شده و استخراج زمان‌هاي شروع تحریك‌ها، سیگنال‌هاي مربوط به پاسخ به هر تحریك از یکدیگر جدا شده و ذخیره گردید. پاسخ‌هایي که در طول ثبت آنها، دامنة EOG از یك حد آستانه بیشتر شده بود و یا اینکه دامنة خود سیگنال EEG در کانال‌هاي ثبت شده از حد آستانه بالاتر رفته بود، به عنوان دادة غیرمعتبر تلقي شده و در ادامة این پردازش و پردازش‌هاي بعدي کنار گذاشته شدند. سپس براي استخراج P300، متوسط‌گیري سنکرون روي پاسخ هاي مربوط به هر تحریك انجام شد. براي به دست آوردن یك شکل موج تمیزتر و هموارتر، یك فیلتر پایین‌گذر

[30] Offline

دیگر با فرکانس قطع ۸ هرتز روي متوسط سیگنال اعمال گردید. مزیت عمده این تحلیل این بود که از صحت انجام آزمایش‌ها نیز اطمینان حاصل شد.

۴-۲- استخراج ویژگي‌هاي زمان - فرکانس

ویژگي‌هاي حوزة فرکانس از جمله ویژگي‌هایي هستند که کارآیي نسبتاً خوبي را در پردازش‌هاي مختلف سیگنال مغزي از خود نشان داده‌اند. اگرچه مسألة باندهاي مختلف فرکانسي موجود در سیگنال مغز، بیشتر در مورد ثبت‌هاي پیوسته (EEG) مطرح مي‌شود، ولي در سال‌هاي اخیر گروهي از محققین با طرح ایدة "نوسانات وابسته به رخداد" این تئوري را به ERPها هم تعمیم داده‌اند [۲-۴]. بر طبق این نظریه، ERP نیز، مانند EEG، حاصل یك سري فعالیت‌هاي انجام شده در باندهاي مختلف فرکانسي (دلتا، تتا، آلفا، بتا و گاما) است که هر کدام از این ریتم‌ها به بخش خاصي از فعالیت مغزي مربوطند و در واقع، مؤلفه‌هاي عملکردي[31] پتانسیل برانگیخته را مي‌سازند. البته باید توجه داشت از آنجایی که در مورد ERPها فاز سیگنال و به عبارت دیگر، وابستگي زماني آن نیز مطرح است، بنابراین توجه به مشخصات فرکانسي آن‌ها مستلزم انجام پردازش‌ها در حوزة زمان ـ فرکانس است. از میان توابع مختلف تعریف شده در حوزة زمان ـ فرکانس، ویولت‌ها کارآیي خوبي را در تحقیقات قبلي انجام شده روي ERPها از خود نشان داده‌اند [۱۷،۱۶]. براي استخراج ویژگي‌هاي ویولت، ابتدا سیگنال‌هاي خام ثبت شده با فیلترهاي بالاگذر و پایین‌گذر ۰/۵ هرتز و ۳۵ هرتز فیلتر شد. سپس با استفاده از تبدیل ویولت گسسته، هر تك‌ثبت - که شامل ۲۵۶ نمونه زماني از لحظه تحریك تا یك ثانیه بعد از آن بود - به پنج اکتاو فرکانسي تجزیه شد. بدین ترتیب پنج دسته ضریب به دست آمد که نشان‌دهندة میزان انرژي سیگنال در باندهاي فرکانسي: ۳۲-۶۴ هرتز (باند گاما)، ۱۶-۳۲ هرتز (باند بتا)، ۸-۱۶هرتز (باند آلفا)، ۴-۸ هرتز (باند تتا) و ۰-۴ هرتز (باند دلتا) هستند. هر یك از این باندها به علت بلوك‌هاي کاهش نرخ نمونه‌برداري موجود در روند محاسبة آنها تنها شامل تعداد حداقل ضریب لازم براي ذخیرة اطلاعات مورد نیاز در آن باند هستند. خاصیت فوق محدود به نوع خاصي از ویولت‌ها نمي‌باشد و در واقع از خواص ذاتي تمام ویولت‌ها است، ولي هرچه ویولت مورد استفاده همخواني بهتري با سیگنال داشته باشد این تجزیه با کیفیت بهتري صورت مي‌گیرد. در زمینه انتخاب مناسب‌ترین ویولت، Ademoglu تحقیقي در مورد خواص و کاربرد ویولت‌هاي B-Spline انجام داده و در گزارش خود به خواص مفید B-Splineها، از جمله محلي‌سازي زمان - فرکانسي تقریباً بهینه[32]، نیمه متعامد بودن[33] و دارا بودن پشتیباني فشرده[34] اشاره کرده است [۱۸]. وي ویولت Quadratic B-Spline را به خاطر غیرمتقارن بودنش، براي کار با ERPها بسیار مناسب ارزیابي نموده است. این ویولت توسط Demiralp نیز در یك تحقیق جهت کار روي P300 استفاده شده است که نتایج مطلوبي در بر داشته است [۱۹]. بنابراین در تحقیق حاضر هم براي تجزیه سیگنال به مؤلفه‌هاي فرکانسي، این نوع ویولت با استفاده از ضرایب فیلترهاي سازندة آن [۱۸] پیاده‌سازي گردیده و مورد استفاده قرار گرفته است. در این مطالعه، از هشت ضریب مربوط به باند دلتا، هشت ضریب مربوط به باند تتا و شانزده ضریب مربوط به باند آلفا - محاسبه شده براي بازة مورد نظر در هر یك از سه کانال Fz، Cz و Pz - به عنوان ویژگي‌هاي ویولت استفاده شد. هر ویژگي با یك اسم سه‌بخشي نام‌گذاري گردید که حرف اول نشان‌دهندة کانال مورد نظر (P براي Pz، C براي Cz و F براي Fz) و حرف دوم نشان‌دهندة باند مورد نظر (D براي دلتا، T براي تتا و A براي آلفا) است. عددي که در ادامة اسم آمده نیز تقریباً نقطة وسط بازة زماني که این ضریب متعلق به آن است را نشان مي‌دهد (بر حسب میلي‌ثانیه).

۴-۳- تحلیل آماري ویژگي‌ها

جهت انجام بررسي‌هاي آماري، ویژگي‌هاي محاسبه

[31] Functional Components
[32] Near-Optimal Time-Frequency Localization
[33] Semiorthogonality
[34] Compact Support

شده کـه مشتمل بـر هشت ضریب بـاند دلتـا، هشت ضریب بانـد تـتا و شانزده ضریب باند آلفا در ۳ کانال ثبت بود (کلاً ۹۶ ویژگي) در یـك جدول در نرم‌افزار SPSS ذخیره گردید. تعداد کـل تك‌ثبت‌هاي معتبر کـه در جدول وارد شد بـرابـر ۱۷۲۴ مورد بود که ۳۵۱ مورد مربوط به تحریك‌هاي هدف و ۱۳۷۳ مورد دیگر مربوط به تحریك‌هاي غیرهدف بود.

براي تشخیص ویژگي‌هایي که بیشترین اختلاف معني‌دار را در پاسخ به تحـریـك‌هاي هـدف و غیـرهـدف دارند، تمـام ویژگي‌هاي محاسبه شده با تست Independent - Sample T-Test در دو حـالت پـاسخ بـه تـحریـك هدف و تـحریـك غیرهدف مورد مقـایسه قرار گرفت. همچنین براي بـه دست آوردن میزان همبستگي تغییرات ویـژگـي‌هـاي مـخـتـلف و بررسي این که آیا تغییرات رخ داده در ویـژگـي‌هاي مختلف ناشي از یـك فرآیند مغزي هستند یـا اینکه تحت اثـر عوامل مختلف رخ داده‌اند، تـابع خودهمبستگي بین ویـژگـي‌هـا نیز محاسبه شد.

۴-۴- دسته‌بندي با استفاده از آنالیز تفکیکي

آخرین قسمت کـار، دسته‌بندي ویژگي‌ها بـود کـه بـا هـدف تشخیص بـیـن دو کلاس (هـدف و غیرهـدف) انـجـام شد. در این بخش براي به دست آوردن یك تابع تفکیك خطي از روي تـعـداد محدودي از ویـژگـي‌ها، کـه قـابـلیـت تفکیك پاسخ‌هاي مربوط به تحریـك‌هاي هدف و غیرهدف را داشته باشد، از تحلیل تفکیکي قدم‌به‌قدم استفاده گردید.

تحلیل تـفکیـکـي، روشـي آمـاري بـراي طـراحـي یـــك دسـتـه‌بـنـدي‌کـنـنـدة خـطـي است. بـه طـور خـلاصـه، اگـر $[f_1(x), f_2(x),..., f_n(x)]$ بردار ویژگي nبعدي محاسبه شده براي هر نمونة x از داده‌هاي مـربـوط به دو کلاس A و B باشد، روش تحلیـل تفکیـکـي بـا استفـاده از یـك دادگان آموزش شامل نمونه‌هـایـي از دو کلاس A و B، مجموعه ضرایب $(a_0, a_1, a_2,...a_n)$ را بـه نحوي محاسبه مي‌نماید که تابع تفکیك:

$$D(x) = a_0 + a_1.f_1(x) + a_2.f_2(x) + ... + a_n.f_n(x) \qquad (۱)$$

بیشترین تفکیك را بین کلاس‌هاي A و B ایجاد نماید، یعنـي بـراي یـکي از ایـن کلاس‌ها، تـابـع **D** مقادیر مثبت و بـراي کلاس دیگر مقادیر منفي داشته باشد. معادلة $D(x) = 0$ در واقع معادلة یك ابرصفحه در فضاي nبعدي ویـژگـي‌ها است که به عنوان مرز دو کلاس A و B تعریف مي‌شود.

در فرم معمولي تحلیل تفکیکي، امکان انتخاب ویژگي وجود ندارد و تابع تفکیك بر حسب تمام n ویـژگـي موجود طراحي مي‌شود. اما نـوع تکمیل شده‌اي از ایـن روش بـه نـام "تحلیل تفکیکي قدم‌به‌قدم"[۳۵] هم وجود دارد که مي‌تواند از بین n ویژگي ورودي، مجموعـه‌اي بهینه شامـل m ویـژگـي را کـه قـادرند بهترین تابع تفکیك خطي بین کلاس‌ها را ارائه دهند، انتخاب نماید و تابع تفکیك را بر حسب این m ویژگي طراحي نماید $(m < n)$. در ایـن روش، طـي یـك رونـد گـــام بـــه گـــام، ویـژگـي‌هاي مناسب به مجموعه ویژگي‌هاي موجود در تابع تفکیك اضافه شده و ویـژگـي‌هایي که کمك زیادي به دقت تـابع تفکیك نمي‌کنند از آن خـارج مـي‌شوند تـا در نهـایت m ویـژگـي‌اي که قادرند در کنـار هم بهترین تـابع تفکیك را ارائه دهند، بـاقي بمانند. در این تحقیق نیز بـه کمک نرم‌افزار SPSS از همین روش استفاده شد و پـارامتـرهـاي آن طوري تنظیم گردید که در نهایت تابع تفکیکي شامل ۹ ویژگي بهینه به دست آید. بـراي محاسبة فواصل کلاس‌ها در این روش از فاصلة ماهالانوبیس استفاده گردید.

۴-۵- بررسي اثر تعداد کانال‌هاي ثبت

در عـمـل بـراي اجـراي یـك تشخیص مبـتـنـي بـر ثـبـت سیگنال‌هـاي مغزي، هـر چـه تعداد کانال‌هاي لازم براي ثبت کمتر بـاشد، کـار راحت‌تـر است. بـه همین منظـور، در ایـن تحقیق میـزان تفکیك قابل حصول از تنها یك کانال (Pz) نیز مورد بررسي قرار گرفت. در این قسمت، هنگام انجام تحلیل تفکیکي قدم‌به‌قدم براي محاسبه تابع تفکیك، تنها ویژگي‌هاي کانال Pz انتخاب شد و نتایج بـه دست آمده با حالت اولیه (استفاده از سه کانال) مقایسه گردید.

[35] Stepwise Discriminant Analysis

۴-۶- دسته‌بندي با استفاده از استراتژي يادگيري مدولار

در ايـن بـخـش از تـحـقـيـق، قـابـلـيـت نـوع ديـگـري از دسـتـه‌بندي‌كننده‌هـا يـعـنـي "استراتژي يادگيري مدولار"[۳۶] [۲۰] در تفكيك كـلاس‌هـاي هـدف از غيـرهـدف مـورد بـررسي قـرار گـرفـت. ايـن روش قـبـلاً در كـاربرد تشخيص هدف در سيگنال‌هاي رادار مورد استفاده قـرار گرفته است كه نتيجه مطلوبـي داشته است. بنابراين انتظار مي‌رود در ايـن كـاربـرد نيز، كـه در واقع يك فرآيند آشكارسازي روي سيگنال مغزي است، خوب عمل كند. شكل۳، بـلوك ديـاگرام روش يـادگيـري مدولار را نـشان مي‌دهد. اين الگوريتم داراي دو كانال است كه يكي از آنها به سيگنال هـدف و ديگري بـه سيگنال غيرهـدف (نويز) تعلق دارد. هر كـدام از اين كـانـال‌ها خود شامل دو بـلوك عملياتي هستند، يـكي بـراي كـاهش بـعـد فضاي ويـژگـي و ديـگري بـراي دسته‌بندي ويژگي‌ها.

الف- كاهش بعد فضاي ويژگي: در بسياري از مـوارد، فضاي ويـژگـي تـعـريف شـده روي سيـگنـال‌هاي ورودي حـاوي اطلاعات داراي افزونگي مي‌باشد كه تأثير خاصي در كـمـك بـه دسـتـه‌بـنـدي ويـژگـي‌هـا نـدارنـد. بـراي ايـن‌كـه روش آشكارسازي مورد استفاده از لحـاظ مـحاسباتي داراي حداكثر كارآيي باشد، لازم است كه اين افزونگي حذف شود. با هدف حفظ اطلاعات مفيد مـوجـود در داده‌ها، يـك روش مناسب، استفاده از روش‌هاي كاهش بعد است.

ايـن روش‌ها عـلاوه بر كم كردن بـار محاسباتي بـلـوك‌هاي دسته‌بندي، از طريق حذف تغييرات نـامرتبط بـا فرآيند مورد بررسي، قابليت تعميم‌پذيري سيستم را نيـز افـزايش مي‌دهند. بـنـابـراين از ايـن روش‌ها در مـورد ويـژگـي‌هاي ويـولـت محاسبه شده استفاده شد. در ايـن تحقيق، بـراي كـاهش بعد، روش آناليز مؤلفه‌هاي اصلي (PCA)[37] [۲۱] به كار گرفته شد.

PCA، يك روش وابسته به داده است و نياز به آموزش دارد. بـه طـور خـلاصـه، روش PCA ابـتـدا از روي مـاتـريـس كوواريانس دادگـان آمـوزش، مقـادير ويژه آنـها را بـه دست مي‌آورد و آنها را به ترتيب از بزرگ به كوچك مرتب مي‌كند. آنـگـاه بسته بـه پارامترهاي تـعـريـف شده در مسأله، تـنـها اطلاعات مربوط بـه چند مقدار ويژه بزرگ‌تر را حفظ مي‌كند و بـا استفاده از بردارهاي ويژه متناظر آنـها، مـاتـريس تبديل فضاي اوليه به فضاي ثانويه با بعد كمتر را مي‌سازد. بدين ترتيب بيشترين ميزان ممكن اطلاعات از ويژگي‌هاي اوليه در فضاي جديد حفظ مي‌شود. نكته قابل توجه در اين الگوريتم اين است كه PCA(0) در كانال سمت چپ - كه كانال نويز ناميده مي‌شود - با داده‌هايي تعليم داده مي‌شود كه همگي مربوط به تحريك‌هاي غيرهدف بوده‌اند. بـه بيان ديگر، هنگامي كه اين بـلوك آموزش داده شد، مي‌توان انتظار داشت كه مؤلفه‌هاي اصلي نويز زمينه را بـه خوبي از سيگنال ورودي استخراج كند. در مقابل، آموزش بـلوك PCA(1) در سمت راست - كـه كانال هـدف ناميده مي‌شود - با داده‌هاي مربوط به تـحريـك هدف انـجـام مي‌شود. تعليم بـلوك‌هاي PCA، هـم از روش شبـكـه‌هـاي PCA [۲۲] و هـم از روش آمـاري ممكن است كـه در ايـن تحقيق از روش دوم استفاده شده است. بـراي ايـن منظور از تـوابـع پـيـاده‌سازي شده در نرم‌افزار MATLAB بهره گرفته شد كه در آن، با تعيين حد مينيمم واريانس نسبي باقيمانده در داده، مي‌توان بعد ويژگي‌هاي خروجي را تنظيم نمود.

ب- دسته‌بندي ويژگي‌ها: مطابق شكل ۳، در روش يـادگيري مدولار، براي دسته‌بندي ويـژگـي‌هـا بـه صورت زيـر عمـل مي‌شود: ويـژگـي‌هاي استخراج شده در هر يـك از دو كانال (يعني خروجي‌هاي PCA(0) و PCA(1)) به دو شبكه عصبي چندلاية پـرسپترون (MLP)[38] داده مـي‌شود كـه نـوع سيگنال ورودي را تشخيص دهـد. آن‌گـاه بـا تـركـيـب خـطـي (يـا غيرخطي) خروجي اين دو شبكه، خروجي نهايي(z) به دست مي‌آيد. بـا تعيين يـك حـد آستانه روي z مي‌توان دسته‌بندي داده‌ها را عملي كرد. براي آموزش

[36]Modular Learning Strategy
[37]**P**rincipal **C**omponent **A**nalysis
[38]**M**ulti **L**ayer **P**erceptron

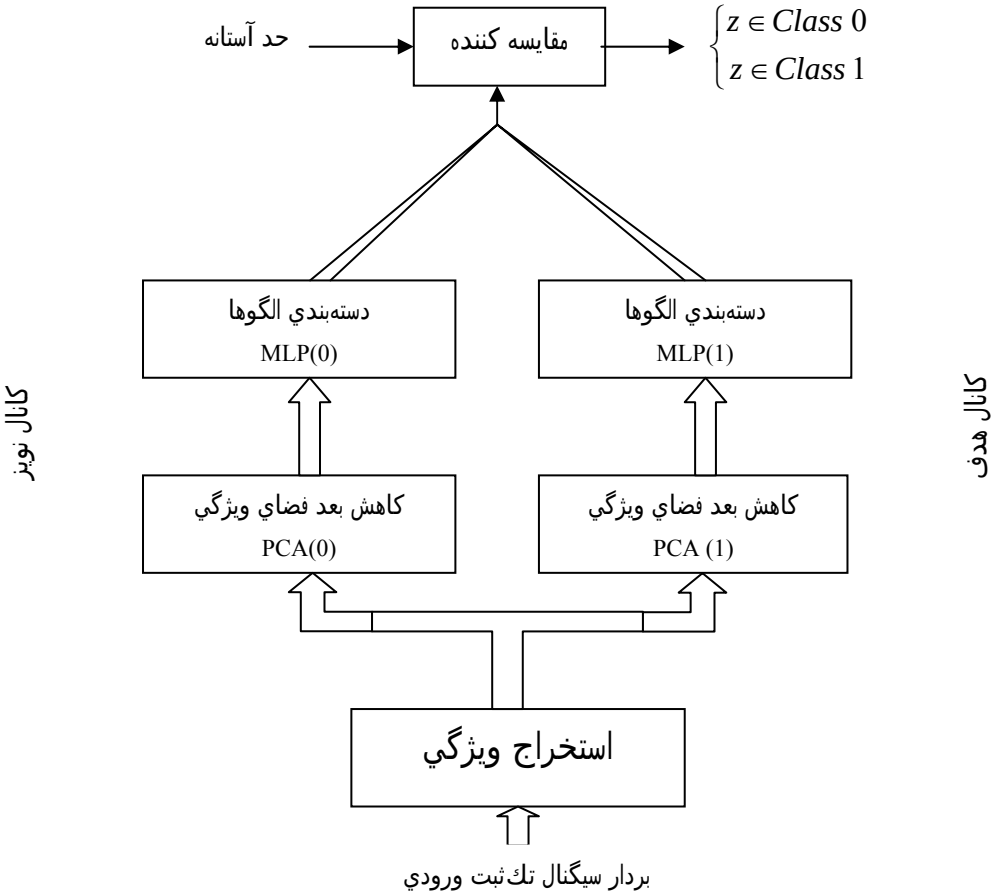
وزن‌هاي شبکه‌هاي MLP و ضرايب ترکيب خروجي‌هـاي دو کانال، از روش پس‌انتشار خطا استفاده مي‌شود. در ايـن تحقيق، خروجي‌هاي شبکه‌هاي MLP داراي دو نورون است که از ترکيب آنـها يك عـدد در خروجي (z) به دست مي‌آيد. براي آموزش شبکه‌هاي MLP، دو روش ممکن است. روش اول اين‌کـه هر يك از شبکه‌هاي MLP جداگانه و با تعيين خروجي باينري براي آن تعليم داده شده و بعد، وزن‌هاي تـرکيـب‌کننده خروجي‌ها آموزش داده شود. يـك راه هـم ايـن است کـه هـر دو شبـکـه بـه همراه ترکيب‌کننده خروجي‌ها بـا هم تعليم داده شوند، يعني در اين حـالـت، ورودي همزمان بـه هر دو کـانـال اعمال شده و بـا ترکيب خروجي شبکـه‌هـاي MLP، خـروجـي z بـه دسـت مي‌آيد. سپس با پس‌انتشار خطا از نورون z (ترکيب کننده) به لايـه‌هاي قبـل (يعني خروجي‌هاي شبکه‌هاي MLP) تصحيح وزن‌ها در لايه‌هاي شبکه‌هاي MLP هم انجام مي‌شود. هر دو روش مورد بررسي قرار گرفت. بـراي ترکيب خروجي‌ها هم هر دو حالت ترکيب خطي و ترکيب غيرخطي (با يك نورون سيگموئيد) بررسي شد. بـا توجه به الگوريتم پس‌انتشار خطا، در حالت استفاده از نورون غيرخطي، جملة مربوط بـه مشتق تـابع غيرخطي نيز در عبارت تصحيح وزن‌ها وارد مي‌شود که در هنگام تعليم مورد توجه قرار گرفت.

در نهايت در تـحقيق حـاضر سـه حـالـت پيـاده‌سـازي ايـن الگوريتم اجرا شد و نتايج آنها مقايسه گرديد:

حالت اول: بـا کانـال‌هـاي مجزا و تعليم جداگانه MLPها و ترکيب‌کننده خروجي و با نورون غيرخطي در لايه z

حالت دوم: با کـانـال‌هـاي مجزا و تعليم جداگانه MLPها و ترکيب‌کننده خروجي با نورون خطي در لايه z

حالت سوم: تعليم يك‌جا و با هم دو کانال هدف و غيرهدف و ترکيب‌کننده غيرخطي خروجي



شکل ۳- بلوك دياگرام سيستم يادگيري مدولار دو کاناله [۲۰]

نتایج حاصل از پیاده‌سازي هر يك از اين روش‌ها در قسمت نتايج خواهد آمد.

۵- نتايج

۵-۱- تحليل زماني داده‌ها

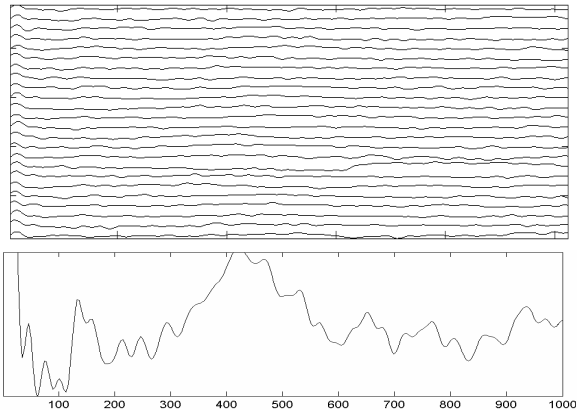
شكل ۴، شكل موج ERPهاي تك‌ثبت و مقدار متوسط‌گيري شدهٔ آنها مربوط به يكي از تحريك‌ها در يكي از آزمايش‌هاي ثبت شده را نشان مي‌دهد (سيگنال‌ها مربوط به كانال Pz و در پاسخ به تحريك هدف مي‌باشد.). در شكل ۵ نيز مقادير متوسط‌گيري شده مربوط به پنج تحريك كه از يك فيلتر پايين‌گذر هشت هرتز هم گذرانده شده است، با هم مقايسه شده است. مقايسهٔ منحني‌ها نشان مي‌دهد در اين آزمايش، تحريك شمارهٔ سه، تحريك هدف بوده است. در تمامي آزمايش‌هاي مورد پردازش، مؤلفهٔ P300 در مورد تحريك هدف در كانال Pz كاملاً واضح و قابل تشخيص بود، ولي در دو كانال ديگر از وضوح كمتري برخوردار بود.

۵-۲- استخراج ويژگي‌هاي زمان - فركانس

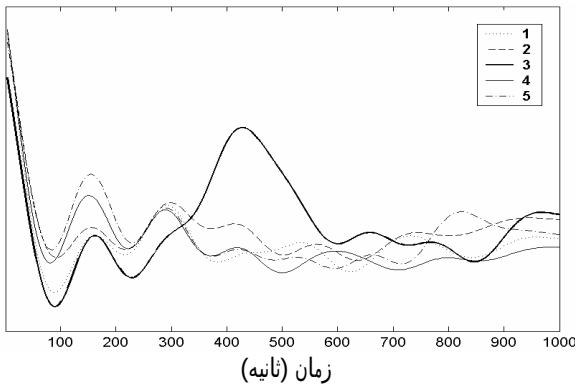
در شكل ۶، يك نمونه از سيگنال‌هاي ERP تك‌ثبت كه با استفاده از تحليل ويولت گسسته به مؤلفه‌هاي موجود در باندهاي مختلف فركانسي تجزيه شده است، مشاهده مي‌گردد. در اين شكل، منحني بالا سيگنال اصلي مورد بررسي است و منحني‌هاي رديف‌هاي دوم تا ششم به ترتيب مؤلفه‌هاي باند دلتا، تتا، آلفا، بتا و گاما هستند. منحني آخر نيز مجموع مؤلفه‌هاي اين ۵ باند است كه مجدداً با تقريب بسيار خوبي سيگنال اصلي را بازسازي كرده است.

۵-۳- تحليل آماري ويژگي‌ها

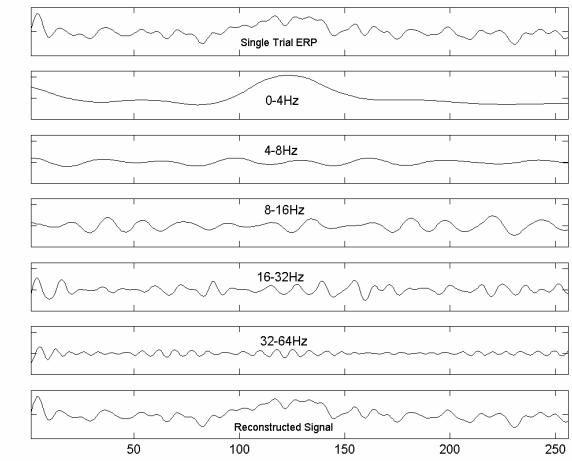
نتايج حاصل از انجام آزمون T -test روي ويژگي‌ها به منظور مقايسهٔ ميزان اختلاف ويژگي‌ها در دو حالت تحريك هدف و تحريك غيرهدف در شكل ۷ نشان داده شده است. در اين شكل براي سهولت مقايسه، مقادير T-value محاسبه شده براي ويژگي‌هاي مختلف به صورت نمودارهايي بر حسب تأخير مربوط به آن ويژگي و به تفكيك باندهاي



شكل ۴- ERPهاي تك‌ثبت و متوسط آن‌ها براي تحريك هدف در يكي از آزمايش‌ها (كانال Pz)



شكل ۵- مقايسه متوسط پاسخ‌هاي مربوط به تحريك‌هاي مختلف موجود در يكي از آزمايش‌ها (بعد از گذراندن از يك فيلتر ۸ هرتز) (منحني هاي ۱ تا ۵ مربوط به ۵ تحريك مختلف هستند كه از بين آنها تحريك ۳، تحريك هدف و بقيه غيرهدف بوده‌اند.)



شكل ۶- تجزيه يک نمونه ERP تك‌ثبت به مؤلفه‌هاي فركانسي باندهاي مختلف با استفاده از تبديل ويولت گسسته

فرکانسي مختلف و کانال‌هاي مورد مطالعه رسم شده است. در بررسي مقادير p-value، که به دليل کمبود جا از ذکر تمام مقادير آن در اين مقاله صرف نظر شده است، در مجموع از بين ۹۶ ويژگي، ۲۶ ويژگي داراي مقدار p-value کوچك‌تر از ۰/۰۰۵ و ۴۱ ويژگي داراي مقدار p-value کوچك‌تر از ۰/۰۵ هستند.

همچنين مشاهده مي‌شود معني‌دارترين تغييرات مربوط به باند دلتا در محدودة حدود ۴۰۰ ميلي‌ثانيه بعد از تحريك است که در هر سه کانال، تغييرات کاملاً معني‌داري داشته است. مؤلفة باند تتا در حدود ۳۰۰ ميلي‌ثانيه بعد از تحريك هم در کانال‌هاي Pz و Cz تغييرات کاملاً معني‌داري داشته است. در مقايسة باندهاي مختلف نيز از شکل ۳ مشاهده مي‌شود که بيشترين تغييرات معني‌دار مربوط به باند دلتا و بعد از آن، باند تتا و کمتر از همه در باند آلفا است.

در ادامه، ميزان همبستگي بين ۲۶ ويژگي داراي مقدار p-value کوچك‌تر از ۰/۰۰۵ مورد بررسي قرار گرفت. در بين تمام ويژگي‌ها، تنها موارد داراي همبستگي بالاتر از ۰/۵ عبارت بودند از:

{PD62 و CD62 و FD62}
{PD187 با CD187}
{PD312 و CD312 و FD312}
{PD437 و CD437 و FD437}
{PD687 با CD687}
{PD812 و CD812 و FD812}
{PT312 با CT312}
{PT437 و CT437 و FT437}

مشاهده مي‌شود عمدة پارامترهاي داراي همبستگي، پارامترهاي مربوط به يك باند و يك تأخير خاص در کانال‌هاي مختلف بوده‌اند. اين امر نشان مي‌دهد که فعاليت باندهاي گوناگون در طي زمان‌هاي مختلف به صورت مستقل از هم بوده که اين امر مي‌تواند بيانگر فعاليت‌هاي متفاوت مغزي مرتبط با هر يك از اين ويژگي‌ها باشد.

۵-۴- دسته‌بندي با استفاده از آناليز تفکيکي

ابتدا حدود ۲۰% از نمونه‌ها به عنوان دادگان آزمون جدا گرديد و کليه آموزش‌هاي لازم با ۸۰% باقيمانده (دادگان آموزش) انجام شد. پس از به دست آوردن ضرايب دسته‌بندي‌کننده، از ۲۰% نمونه‌هاي جدا شده براي تعيين دقت تابع تفکيك روي دادگان آزمون استفاده گرديد.

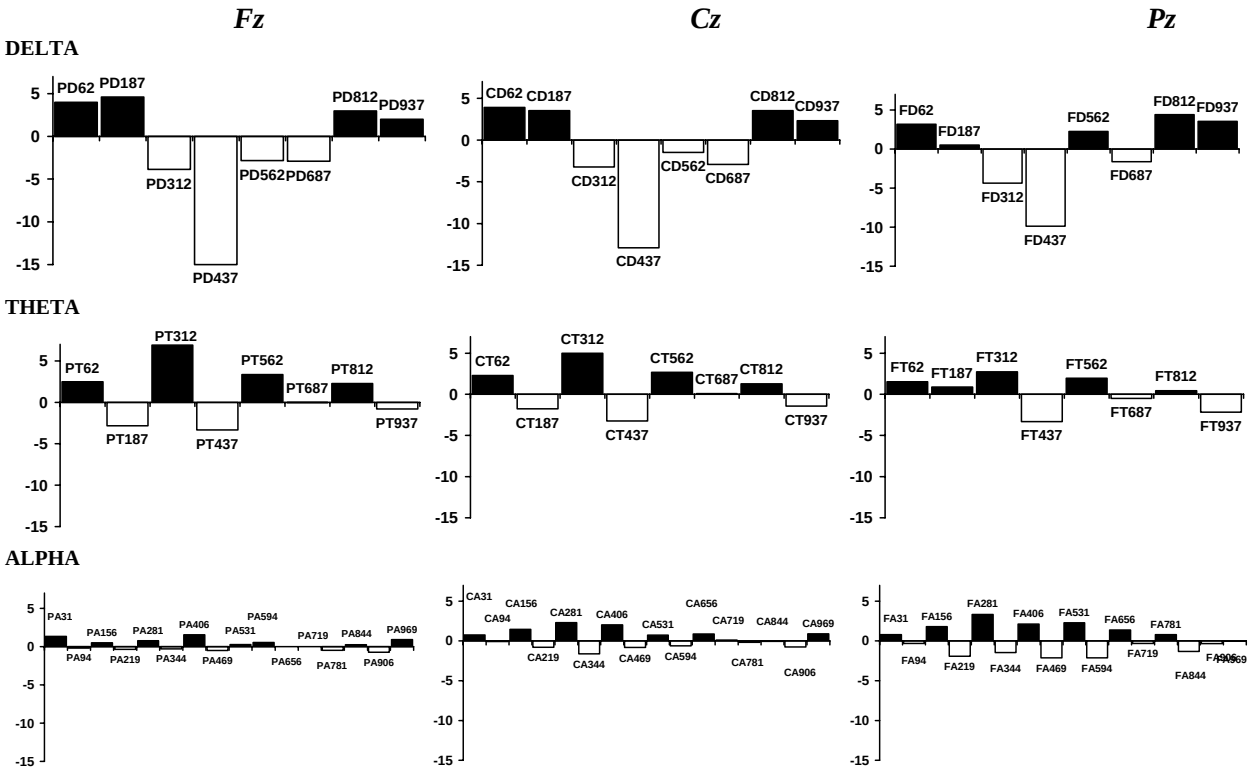
براي طراحي يك تابع تفکيك از تعداد محدودي ويژگي، از آناليز تفکيکي قدم به قدم استفاده شد. نتايج به دست آمده از اولين اجراي اين الگوريتم در جداول ۱- الف و ۱- ب آمده است. جدول ۱- الف شامل ۹ ويژگي برتر و ضرايب آنها در تابع تفکيك مي‌باشد و جدول ۱- ب نتايج به دست آمده از دسته‌بندي داده‌هاي آموزش با اين تابع تفکيك را نشان مي‌دهد.

مشاهده مي‌شود اگر چه روش، در کل به دقت ۸۳/۲ درصد رسيده است، ولي دقت آن در نمونه‌هاي غيرهدف (trgt=0) برابر ۹۶/۳ درصد و در نمونه‌هاي هدف (trgt=1) برابر ۲۸/۹ درصد است. علت اين امر در اين است که الگوريتم، سعي در بهبود درصد صحت کلي مي‌کند و چون تعداد نمونه‌هاي غيرهدف حدود چهار برابر نمونه‌هاي هدف است، الگوريتم وزن بيشتري به صحت تشخيص آنها مي‌دهد.

در اين جا يك راه اين بود که تنها از يك چهارم نمونه‌هاي غيرهدف استفاده گردد. البته اين امر باعث مي‌شد ۶۰ درصد از نمونه‌هاي ثبت شده وارد روند آموزش نشود که به منزلة اتلاف اطلاعات است.

روش ديگر که در اين تحقيق مورد استفاده قرار گرفت اين بود که هر نمونة هدف، چهار بار تأثير داده شود تا حدوداً دو گروه برابر شوند. با انجام اين کار مجدداً الگوريتم اجرا گرديد و درصد تفکيك حاصل از ۹ ويژگي برتر محاسبه شد. نتايج در جداول ۲- الف و ۲- ب آمده است.

همان‌گونه که در جدول ۲- ب مشاهده مي‌شود، اين بار درصدهاي نزديك‌تري در دو گروه هدف و غيرهدف به دست آمد (۷۰/۳ درصد در گروه هدف و ۷۷/۸ درصد در گروه غيرهدف) و درصد تفکيك کلي ۷۴/۱ درصد بوده است. (البته درصد تفکيك واقعي اين تابع تفکيك براي مجموع دو گروه بدون فرض چهار برابر کردن نمونه‌هاي



شكل ۷- نمودار مقادير T-value براي باندها و كانال هاي مختلف

هدف برابر ۷۶/۳ درصد است.). دقت تفكيك ايـن تابع روي دادگان آزمون بـراي گـروه هـدف ۶۸ درصد و بـراي گـروه غيرهدف بـرابـر ۷۴ درصد بود. اغلب مؤلفه‌هاي استفاده شده در تابع تفكيك در محدودة زماني مربوط به تأخير موج P300 قرار دارند و از آنجايـي كـه طبـق نتايج محـاسبـه همبستگي، فاقد همبستگي هـم هستند مي‌توانند مـربـوط بـه مـؤلفه‌هاي مختلف فعاليت‌هاي شناختي مرتبط بـا ايـن مـوج باشند.

۵-۵- بررسي اثر تعداد كانال‌هاي ثبت

در ايـن حالت بـا استفاده از تحليل تفكيكي قدم به قدم، يك تـابع تفكيك بهينه از روي ۹ ويژگي بـرتـر از بين ۳۲ ويژگي كانال Pz ساخته شد. نتـايـج به دست آمده از ايـن تحليل در جداول ۳- الف و ۳- ب آمده است. مشاهده مي‌شود در اين حـالت درصد تفكيك براي دو گروه هـدف و غيرهـدف به ترتيب ۷۱/۱ درصد و ۷۵/۸ درصد بوده است كـه فقط اندكي از حـالـت سه كـانـال كمتر است. همچنين دقت تفكيك اين تابع روي دادگان آزمون محاسبه شد كه براي گروه هدف ۶۸ درصد و براي گروه غيرهـدف برابر ۷۴ درصد بود. اين نتيجه نشان مـي‌دهد بـه دليل همبستگي بين اطلاعات مـوجـود در كانال‌هاي مختلف، بـا استفاده از ثبت تنها كـانـال Pz نيز مي‌توان به همان دقت تفكيك سه‌كاناله دست يافت.

۶-۵- دسته‌بنـدي بـا اسـتفاده از اسـتراتژي يـادگيري مدولار

در ايـن قسمت نـيز، ابـتـدا حدود ۲۰% از نمونه‌ها بـه عنـوان دادگان آزمون جـدا شد و آموزش‌هاي لازم بـا ۸۰% باقيمانده (دادگان آموزش) انجام داده شد. با توجه بـه نتايج بـه دست آمده در قسمت قبل، مبني بـر همپوشاني اطلاعات كانال‌هاي مختلف، در اين قسمت نيز تنها از ۳۲ ويژگي مربوط به كانال Pz استفاده شد و از ويـژگـي‌هاي دو كـانـال ديـگر صرف نظرگرديد. در بلـوك‌هاي PCA ، پارامترها طوري تنظيم شد كـه بعد فضاي خروجي به ۹ كاهش يابد. براي ايـن منظور، ميزان حد پايين واريانس در اين بلوك‌ها، در كانال غيرهدف بـرابـر ۳/۵ درصد و در كانال هدف بـرابـر ٤ درصد قـرار داده شد. بلـوك‌هاي MLP در هـر دو كـانـال، از شبكه هاي يـك لايـه پنهـان بـا ۵ نـورون سيگمـوئيدي در لايـه پنهـان

جدول ۱- نتایج به دست آمده از آنالیز تفکیکي روي مجموعه ویژگي‌هاي اولیه

شامل الف) ضرایب ۹ ویژگي بهینه انتخاب شده در تابع تفکیك و ب) میزان تفکیك به دست آمده روي داده‌هاي آموزش

(الف)	
ضریب	ویژگي
۰/۰۲۰	PD437
۰/۰۱۱	FD312
۰/۰۱۰	CD437
-۰/۰۰۹	PT312
-۰/۰۰۹	PD62
۰/۰۰۷	FT937
-۰/۰۰۶	FD937
-۰/۰۰۵	PD187
-۰/۰۰۳	FA531
-۰/۱۸۸	**(Constant)**

(ب)				
		کلاس تشخیص‌داده شده		
	کلاس واقعي نمونه	غیرهدف	هدف	مجموع
تعداد	غیرهدف	۱۰۵۶	۴۱	۱۰۹۷
	هدف	۱۸۷	۷۶	۲۶۳
درصد	غیرهدف	۹۶/۳	۳/۷	۱۰۰
	هدف	۷۱/۱	۲۸/۹	۱۰۰
درصد دقت کلي در مجموع دو گروه هدف و غیر هدف: ۸۳/۲%				

جدول ۲- نتایج به دست آمده از آنالیز تفکیکي بعد از اعمال تغییر روي مجموعه ویژگي‌ها

شامل الف) ضرایب ۹ ویژگي بهینه انتخاب شده در تابع تفکیك و ب) میزان تفکیك به دست آمده روي داده‌هاي آموزش

(الف)	
ضریب	ویژگي
۰/۰۲۶	PD437
۰/۰۱۴	PD562
۰/۰۱۰	FD312
-۰/۰۰۹	PD62
-۰/۰۰۹	PT312
-۰/۰۰۸	FD562
-۰/۰۰۸	FT187
۰/۰۰۷	CT187
-۰/۰۰۶	PD187
۰/۴۹۷	**(Constant)**

(ب)				
		کلاس تشخیص‌داده شده		
	کلاس واقعي نمونه	غیرهدف	هدف	مجموع
تعداد	غیرهدف	۸۵۳	۲۴۴	۱۰۹۷
	هدف	۳۱۲	۷۴۰	۱۰۵۲
درصد	غیرهدف	۷۷/۸	۲۲/۲	۱۰۰
	هدف	۲۹/۷	۷۰/۳	۱۰۰
درصد دقت کلي در مجموع دو گروه هدف و غیرهدف: ۷۴/۱%				

جدول ۳- نتایج به دست آمده از آنالیز تفکیکي با استفاده از ویژگي‌هاي کانال Pz

شامل الف) ضرایب ۹ ویژگي بهینه انتخاب شده در تابع تفکیك و ب) میزان تفکیك به دست آمده روي داده‌هاي آموزش

(الف)	
ضریب	ویژگي
۰/۰۲۹	PD437
-۰/۰۱۱	PD62
-۰/۰۱۰	PT312
۰/۰۰۸	PD562
-۰/۰۰۷	PD187
۰/۰۰۵	PT937
۰/۰۰۴	PD312
-۰/۰۰۳	PA406
۰/۰۰۲	PA719
-۰/۵۴۴	**(Constant)**

(ب)				
		کلاس تشخیص داده شده		
	کلاس واقعي نمونه	غیرهدف	هدف	مجموع
تعداد	غیرهدف	۸۳۱	۲۶۶	۱۰۹۷
	هدف	۳۰۴	۷۴۹	۱۰۵۲
درصد	غیرهدف	۷۵/۸	۲۴/۲	۱۰۰
	هدف	۲۸/۹	۷۱/۱	۱۰۰
درصد دقت کلي در مجموع دو گروه هدف و غیرهدف: ۷۳/۵%				

و ۲ نـورون سیگموئیدي در خروجي تشکیل شده بود. بـراي هـر يـك از سه حـالت ممکن بـراي پـيـاده‌سـازي الگـوريتم، شبـکـه‌هـا و ترکيـب‌کننـده خروجـي بـا مجموعـه دادگـان آموزش، تعليم داده شد.

از آن‌جايی که در دادگان آموزش، تعداد نمونه‌هاي هدف کمتر از نمونه‌هاي غيرهدف بود، با تکرار نمونه‌هاي هـدف در ايـن دادگان، تعداد نمونه‌هاي دو دسته تقريباً بـرابـر هم گرديـد تـا سيستم هر دو را تقريباً به يك ميزان تعليم ببيند. بعد از اين‌کـه منحني خطاي آموزش بـه حـالـت پايدار رسيد، درصد دقـت سيستم در تشخيص نمونه‌هاي هدف و نمونه‌هاي غيرهـــدف، در هـر دو دادگان آمـوزش و آزمـون محـاسبه گـرديد. نتـايج حاصل در جدول ۴ آمده است.

همان‌گونه که انتظار مي‌رفت دقت سيستم روي دادگان آزمون پايين‌تر از دادگـان آمـوزش است. البته در بعضي مـوارد ايـن اختلاف زياد است، به نحوي کـه عملاً نتيجه بـه دست آمـده روي دادگان تست قـابـل استفاده نيست. ايـن مسأله بـه چند دليل مـي‌تواند رخ دهـد کـه مهم‌ترين عـامـل آن، تعداد کـم نمونه‌هاي يـك دسته در دادگان آموزش است. در جـدول ۴ هم مشاهده مـي‌شود ايـن مشکل بيشتر در گروه هـدف - که داراي تـعـداد نـمونـه‌هـاي کمتري بوده است - بـروز نموده است. عملاً تـعـداد کـم نمونه‌هاي آموزش (بـه خصوص در گروه هدف) باعث مي‌شود دادگان تعليم، فضاي مـربـوط به ايـن گـروه را بـه طور کامل مـدل نکند و بنابراين شبکه تنها بخشي از اين گروه را تعليم ديده باشد.

همچنين بـا تـوجـه به فاصلة زياد دقت آموزش و آزمون (به خصوص در حالت ۳) اين احتمال نيز وجود دارد کـه شبـکه دچار يادگيري بيش از اندازه شده باشد، يعني بيش از حد بـه حالت‌هاي موجود در دادگان تعليم متکي گرديده و بـه همين دليل در تشخيص نمونه‌هاي آزمون دچار خطا شده باشد.

البته ايـن مشکل هـم مي‌تواند نـاشي از کـافـي نبودن دادگان آموزش باشد که براي رفع آن نياز به افزايش تعداد نمونه‌هاي تعليم (به خصوص در گروه هدف) بود. در مقايسه دو حالت ترکيب خطي و ترکيب غيرخطي، خروجي MLPها در لايه z (يعنـي حالت ۱ و حالت ۲)، عملکرد ترکيب خـطي، کـمـي بهتر از غيرخطي بوده است. البته مقادير ذکر شده در جـدول براي ترکيب خطي به ازاي حد آستانه بـرابـر ۰/۵ است و اين امکان وجود دارد که با بررسي بيشتر، حد آستانه بهينه طوري انتخاب گردد که در هر دو دسته به دقت تقريباً بـرابـر دست يافته شود.

تعليـم يـك‌جـا و بـا هـم شبـکه‌هاي MLP و تـرکيـب‌کننده خروجي (حـالت ۳) در دادگان آموزش به نتايج بسيار خوبي رسيده است، ولـي عملکرد آن در دادگان تست، خصوصاً در گـروه هـدف مناسب نبوده است. نتيجه‌گيـري قطعي در ايـن مـورد منوط بـه گسترش دادگـان آموزش و تـوجه بـه عـدم يادگيري بيش از اندازة شبکه است، خصوصاً اين کـه در اين حالت به علت قابليت بالاتر يادگيري شبکه‌هاي MLP، امکان يادگيري بيش از اندازه بسيار محتمل به نظر مي‌رسد. بـررسي ايـن نکته از طريق افزايش تعداد ثـبـت هـا و تکميل دادگان ممکن است که در اين تحقيق ميسر نشد و در کارهاي بعدي پيگيري خواهد شد.

در مجموع، از بين روش‌هاي مختلف پياده‌سازي شـده که در جدول ۴ نتايج آنها بيان شده است، حالت ۲ (کانال‌هاي مجزا و تعليم جداگانه MLPهـا و ترکيب‌کننده خروجي بـا نورون خطي در لايه z) بهترين عملکرد را داشته است.

۶- نتيجه‌گيري

در ايـن تحقيق پـس از ثبت سيگنال‌هاي مغزي در طـي يـك پروتکل Oddball و اعمال پيش‌پردازش‌هاي اوليه، تعدادي از ضرايب ويولت گسسته از ايـن داده‌هـا استخراج گرديد و بـه عنوان ويژگي‌هاي مرتبط با فعاليت شناختي مغز مورد بررسي قـرار گرفت. نتايج به دست آمده نشان مي‌دهد ويـژگـي‌هاي ويـولـت تا حد زيادي قابليت تفکيك مـؤلـفـه‌هـاي مختلف شـنـاخـتـي مـوجـود در مـوج P300 را دارد. مـؤلـفـه‌هـاي غيرهمبستة زمان - فرکانسي حاصل از تجزية سيگنال ERP، که داراي توزيع خاص در کانال‌هاي مختلف مغزي مي‌باشند، نشان‌دهندة زيرپردازش‌هاي[39] درگـيـر در طـي تـوليـد P300 هستند کـه در دوره‌هاي زماني همپوشان در باندهاي مختلف فرکانسي بروز مي‌کنند. به عـلـت همزماني بروز اين مؤلفـه‌ها،

[39] Subprocess

جدول ۴- درصد دقت تشخیص نمونه‌هاي هدف و غیرهدف در حالت‌هاي مختلف تعلیم سیستم

حالت‌هاي مختلف آموزش سیستم	دقت تعلیم (%)		دقت تست (%)	
	غیرهدف	هدف	غیرهدف	هدف
حالت۱: با کانال‌هاي مجزا و تعلیم جداگانه MLPها و ترکیب‌کننده خروجي و با نورون غیرخطي در لایه z	۷۶	۷۷	۷۲	۴۷
حالت۲: با کانال‌هاي مجزا و تعلیم جداگانه MLPها و ترکیب‌کننده خروجي با نورون خطي در لایه z *	۸۰	۷۱	۷۶	۶۷
حالت۳: تعلیم یك‌جا و با هم دو کانال هدف و غیرهدف و ترکیب‌کننده غیرخطي خروجي	۸۹	۹۳	۷۶	۵۱

* در حالت ۲، نتایج براي فرض مقدار آستانه اعمال شده روي z برابر ۰/۵ ذکر شده است.

پردازش‌هاي زماني مانند متوسط‌گیري قادر بـه تشخیص این مؤلفه‌ها نیستند و بـراي استفاده از اطلاعات موجود در آن‌ها، نیاز به پردازش‌هاي حوزه زمان - فرکانس است.

در بین ۲۶ ویـژگـي داراي تغییرات کاملاً معني‌دار، تنها یـك ویـژگـي از باند آلفا وجود دارد (FA281). ایـن امـر نـشـان مـي‌دهد فعالیت‌هاي شناختي مورد بررسي عمدتاً در باندهاي دلتا و تتا حضور دارند و مؤلفه‌هاي بارزي در باند آلفا ندارند. در مورد مقادیر بـه دست آمده بـراي دقت دسته‌بندي‌کننده‌ها باید توجه داشت که ایـن میزان دقت در تفکیك سیگنال‌هاي حـاوي P300 از سیگنال‌هاي فاقد آن، با این فرض بـه دست آمده است که بـراي هر تـحریـك هدف، موج P300 وجـود داشته باشد و براي هیچ‌یك از تـحریـك‌هاي غیرهدف، مؤلفة P300 ظاهر نشده باشد، یعني در واقع ابزاري براي اطمینان از اینکه در یك ثبت حتماً P300 ظاهر شده یا نـه، وجود ندارد. ایـن مسأله از آن جـهـت اهمیت پیدا مي‌کند کـه بـرخـي از دانشمندان بر این عقیده‌اند که حتي در حالت نرمال هم، موج P300 تنها در حدود ۸۰ درصد از تـحریـك‌هاي هدف ظاهر مي‌شود [۲۳]. بنابراین طبیعي است ایـن روش هـم نـتـوانـد شکل مـوج P300 را در ۲۰ درصد دیـگـر تشخیص دهد. در صورت صحت ایـن فرضیه بـایـد براي نتیجه‌گیري در مـورد هـدف یـا غیرهدف بودن یـك تـحریـك از روي پاسخ مغز، حتماً چندین تك‌ثبت را مـورد بـررسي قـرار داد و بـه نتیجه حاصله از یك مورد اکتفا ننمود.

تابع تفکیك به دست آمده از روي این ویـژگـي‌ها که با دقت نسبتاً قابل قبولي نمونه‌هاي هـدف و غیرهـدف را از یکدیگر تفکیك مي‌کند، علاوه بر کاربردهایي که در بخش مقدمه ذکر شد، در ثـبـت سیگنال هـم مي‌تواند کـمـك کنـد. اگر امکان پردازش همزمان با ثبت[40] داده‌ها و محاسبة این تابع براي هر تك‌ثبت گرفته شده وجـود داشته باشد، مي‌توان در صورت رسیدن به یك نتیجة قطعي در مورد تشخیص تحریك هدف، ثبت را قطع نمود و بـي‌جهت ثبت‌هاي اضافه را انجام نداد و یـا بـرعکس، چنانچه بعد از گرفتن تـمـام ثبت‌ها هنوز نتیجة روشني به دست نیامده باشد، تعداد ثبت‌ها را اضافه نمود.

ویژگي‌هاي اصلي وارد شده در تابع تفکیك خطي، علاوه بر ضرایب PD437، PD562 و FD562 که در محـدودة تـأخیـر حدود ٤٠٠ تا ٦٠٠ میـلـي‌ثـانـیـه هستند، ضرایب FD312 و PT312 را نیز کـه داراي تـأخیر حدود ۳۰۰ میلي‌ثانیه هستند، شامل مي‌شوند. ایـن امـر مي‌تواند نـشـان‌دهندة دو مکـانیـزم مستقل باشد که در ایـن دو محدودة تـأخیر در تـولیـد مـوج P300 نـقش دارنـد. در مطالعات الکتروفیزیولوژیکي انـجـام شده روي P300 هـم بـه وجـود دو مؤلفة P3a و P3b در آن اشاره شـده است [۱]. P3a کـه داراي تـأخیر کمتر است، در هنگام بـرخـورد بـا یك تـحریـك نادر و غیرمعمول تـولیـد مي‌شود، در حالي که P3b یك موج وابسته به وظیفه است و در اثر انجام کار خواسته شده از فرد تولید مي‌گردد. از یـك دید مي‌توان وجود مؤلفه‌هاي با تـأخیر ۳۰۰ میلي‌ثانیه را به P3a و مـؤلفه‌هاي بـا تأخیر حدود ۴۰۰ تا ۵۰۰ میلي‌ثانیه را بـه موج P3b نسبت داد. در شـکـل ۵ - کـه در آن شـکـل

[40] Online

موج‌هاي متوسط‌گيري شدة مربوط به تحريك‌هاي هدف و غيرهدف رسم شده‌است - نيز وجود دو پيك، يكي در محدودة حدود ۳۰۰ ميلي‌ثانيه و ديگري در محدودة بين ۴۰۰ و ۵۰۰ ميلي‌ثانيه مشهود است كه مي‌توان اولي را مربوط به P3a و دومي را مربوط به P3b دانست. مشاهده مي‌شود در اين آزمايش، در تحريك هدف، دامنة P3a كوچك‌تر و دامنة P3b بزرگتر از تحريك‌هاي غيرهدف بوده است.

اين امر با منفي بودن مقادير T-value براي پارامترهاي PD437، CD437 و FD437 و مثبت بودن آن براي ويژگي‌هاي PT312، CT312 و FT312 سازگار است. مشابه اين حالت، هر يك از ويژگي‌هاي داراي تغييرات معني‌دار مي‌توانند داراي يك مبناي الكتروفيزيولوژيكي باشند و اميد مي‌رود كه با استفاده از آنها بتوان زيرپردازش‌هاي مختلف در حال انجام در طي يك فعاليت مغزي را از يكديگر تفكيك كرد.

با توجه به نتايج به دست آمده از بررسي حالت تك‌كاناله، اين امكان وجود دارد كه تنها با استفاده از اطلاعات يك كانال (مثلاً Pz) هم به درصد تفكيك مناسبي رسيد و ديگر نياز به ثبت سه‌كاناله نباشد. اين امر از لحاظ اجراي پروتكل آزمايش، كار را راحت‌تر مي‌نمايد.

از نظر دقت كار دسته‌بندي‌كننده‌ها، هر دو روش در وضعيت فعلي، كارآيي مشابهي را از خود نشان داده‌اند و هيچ‌كدام به طور قطعي از ديگري برتر نبوده است. البته بايد توجه داشت روش يادگيري مدولار هنوز به صورت بالقوه امكان بهبود بيشتر را هم دارد، چون يكي از دلايل ديگر پايين بودن نسبي دقت سيستم، مي‌تواند ضعف شبكه‌هاي MLP به كار رفته، از لحاظ تعداد لايه‌ها و نورون‌ها باشد.

از جمله كارهايي كه مي‌توان در ادامة اين كار و به عنوان تكميل اين روش انجام داد، استخراج شكل موج P300 از تك‌ثبت‌هاي ERP است. بدين منظور بايد بعد از تجزية هر تك‌ثبت به ضرايب مختلف ويولت، ضرايب وابسته به P300 را حفظ و ضرايب غيروابسته به P300 (عمدتاً به EEG زمينه‌اي مربوط مي شوند.) را حذف نمود و مجدداً سيگنال را بازسازي كرد. انتظار مي‌رود اگر بتوان كار تشخيص ضرايب نامربوط به P300 را با كيفيت خوبي انجام داد، سيگنال به دست آمده از اين روش، شكل موج P300 خالص مربوط به تك‌ثبت باشد. حتي اگر تعدادي از ضرايب غيرمرتبط با P300 هم شناسايي و حذف نشوند، مسلماً ميزان S/N مربوط به P300 در سيگنال خروجي بهتر از سيگنال ورودي خواهد بود و بنابراين مي‌توان اين روش را به عنوان يک پيش‌پردازش براي ERPهاي حاوي P300 به كار برد. حالت ساده‌اي از اين كار طي مطالعه‌اي توسط Quiroga انجام شده است كه نتايج مطلوبي از آن گزارش گرديده است [۲۴]. البته روش Quiroga براي حذف ضرايب، حذف دستي آنها و سعي و خطا در جهت رسيدن به شكل موج مناسب از طريق مقايسه با نتيجة متوسط‌گيري بوده است. اما به نظر مي‌رسد به عنوان يک معيار كمي‌تر براي حذف يا نگهداشتن ضرايب مي‌توان از نتايج T-test و يا تابع تفكيک به دست آمده در اين مقاله نيز استفاده كرد. با اين تعبير، ويژگي‌هايي بيشترين وابستگي به P300 را دارند كه داراي بيشترين تغييرات معني‌دار در بين دو گروه تك‌ثبت‌هاي حاوي P300 و فاقد P300 باشند. علاوه بر اين، وجود يک ويژگي در مجموعة ويژگي‌هاي انتخاب شده براي تابع تفكيک خطي هم معيار خوبي براي وابستگي آن به P300 است.

پيشنهاد ديگري كه براي بهبود دقت دسته‌بندي‌كننده‌ها به نظر مي‌رسد، استفاده از يک بلوک پيش‌پردازش قبل از استخراج ويژگي‌ها و دسته‌بندي است. با استفاده از اين پيش‌پردازش مي‌توان با حذف بخشي از سيگنال‌هاي نامربوط به P300، ميزان S/N مربوط به P300 را در تك‌ثبت‌ها افزايش داد و در نتيجه دقت دسته‌بندي‌كننده را بالا برد. براي اين پيش‌پردازش، علاوه بر روش‌هاي ساده و معمول مانند فيلترهاي خطي، مي‌توان از روش‌هاي پيچيده‌تر نيز استفاده كرد. در تحقيق ديگري كه به موازات تحقيق حاضر و روي داده‌هاي ثبت شده براي اين تحقيق انجام شد، امكان حذف تعدادي از آرتيفكت‌هاي موجود روي تك‌ثبت‌هاي ERP با استفاده از روش آناليز مؤلفه‌هاي مستقل(ICA)[41] بررسي شد

[41] **I**ndependent **C**omponent **A**nalysis

و در نهايت با استفاده از ICA ، اثر تعدادي از منابع مداخله‌اي نظير EOG و ECG از روي سيگنال مغزي حذف گرديد [۲۵]. Xu و همکارانش نيز در مقاله‌اي به استفاده از اين روش براي بهبود نتايج يک روش BCI مبتني بر P300 اشاره کرده و ادعا نموده‌اند که با اين روش توانسته‌اند ميزان دقت آشکارسازي P300 را به ميزان قابل توجهي بهبود بخشند [۲۶].

علاوه بر اين موارد، با توجه به نتايج به دست آمده از اين تحقيق، مهم‌ترين نکتهٔ قابل توجه براي ادامه کار، گرفتن ثبت‌هاي بيشتر و افزايش تعداد نمونه‌هاي موجود در دادگان آموزش است که مي‌تواند به افزايش دقت هر دو روش کمک کند.

مراجع

[1] Niedermeyer E, Lopes Da, Silva F; Electoencephalography; USA; Williams and Wilkins; 2000:637-655 & 1073-1091.

[2] Basar E, Schurmann M, Demiralp T, Basar-Eroglu C, Ademoglu A; Event-related oscillations are 'real brain responses'- wavelet analysis and new strategies; International Journal of Psychophysiology 2001; 39:91-127.

[3] Basar E, Basar-Eroglu C, Karakas S, Schurmann M; Gamma, alpha, delta, and theta oscillations govern cognitive processes; International Journal of Psychophysiology 2001; 39:241-248.

[4] Basar E, Basar_Eroglu C, Karakas S, Schurmann M; Are cognitive processes manifested in event-related gamma, alpha, theta and delta oscillation in the EEG?; Neuroscience Letters 1999; 259:165-168.

[5] Farwell LA; Method and apparatus for truth detection; United State Patent; 1995; Patent Number: 5,406,956.

[6] Miller AR, Baratta C, Weynveen C, Rosenfeld JP; False memory: P300 amplitude, topography and latency; Psychology Department; Northwestern University; USA;1999; (www.psych.northwestern.edu/psych/people/faculty/rosenfeld/publications.html).

[7] Polikar R, Greer MH, Upda L, Keinert F; Multiresolution wavelet analysis of ERPs for the detection of Alzheimer's disease; Proceedings of 19th International Conference of IEEE/EMBS; Chicago; IL; USA; 1997:1301-1304.

[8] Polikoff JB, Bunnell HT, Borkowski WJ; Toward a P300-based computer interface; Applied Science and Engineering Laboratories; A. I. duPont Institute; Wilmington; (www.asel.udel.edu/speech/reports/resna95/p300.pdf)

[9] Bayliss JD; A flexible brain-computer interface; PhD. Thesis; University of Rochester; Rochester; NewYork; 2001.

[10] Rosenfeld JP; Event-related potentials in detection of deception; Psychology Department; Northwestern University; Evanston; IL 60208, USA; 1999; (www.psych.nwu.edu/psych/people/faculty/rosenfeld/)

[11] Farwell LA, Donchin E; The truth will out: interrogative polygraphy ('lie detection') with event-related brain potentials; Psychophysiology 1991; 28(5):531-547.

[12] Allen JJ, Iaccono WG; A comparison of methods for analysis of event-related potentials in deception detection; Psychophysiology 1997; 34:234-240.

[13] www.brainwavescience.com

[۱۴] ابوطالبي وحيد؛ تجزيه و تحليل مؤلفه‌هاي شناختي سيگنال الکتريکي مغز و کاربرد آن در دروغ‌سنجي؛ پيشنهاد رسالهٔ دکتراي مهندسي‌پزشکي- بيوالکتريک؛ دانشکدهٔ مهندسي‌پزشکي دانشگاه صنعتي اميرکبير؛ ارديبهشت‌ماه ۱۳۸۲.

[15] Jansen BH, Allam A, Kota P, Lachance K, Oscho A, Sundarsan K; An exploratory study of factors affecting single trial P300 detection; IEEE Transactions on Biomedical Engineering 2004; 51(6):975-978.

[16] Quiroga RQ; Quantitative analysis of EEG signals: time-frequency methods and chaos theory; PhD. Thesis; Medical University of Lübeck; Germany; 1998.

[17] Quiroga RQ, Sakowitz OW, Basar E, Schurmann M; Wavelet transform in the analysis of frequency composition of evoked potentials; Brain Research Protocols 2001; 8:16-24.

[18] Ademoglu A, Micheli_Tzanakou E, Istefanopulos Y; Analysis of pattern reversal visual evoked potentials (PRVEP's) by spline wavelets; IEEE Transactions on Biomedical Engineering 1997; 44(9):881-890.

[19] Demiralp T, Istefanopulos Y, Ademoglu A, Yordanova J, Kolev V; Analysis of functional component of P300 by wavelet transform; Proceedings of 20th International Conference of IEEE/EMBS 1998; 20(4):1992-1995.

[20] Haykin S, Thomson DJ; Signal detection in a nonstationary environment reformulated as an adaptive pattern classification problem; Proceedings of IEEE 1998; 86(11).

[21] Fukunaga J; Statistical pattern recognition; 2nd ed. New York; Academic Press; 1990.

[22] Yu HH, Hwang JN; Handbook of neural network signal processing; CRC Press; 2002.

[23] Demiralp T, Ademoglu A, Istefanopulos Y, Basar-Eroglu C, Basar E; Wavelet analysis of oddball P300; International Journal of Psychophysiology 2001; 39:221-227.

[24] Quiroga RQ, Garcia H; Single-trial event-related potentials with wavelet denoising; Clinical Neurophysiology 2003; 114:376-390.

[۲۵] عبدالله‌زاده ميلاني علي؛ آناليز پتانسيل‌هاي وابسته به رخداد در يک تک‌آزمايش چندکاناله EEG با استفاده از آناليز مؤلفه‌هاي مستقل؛ پايان‌نامهٔ کارشناسي ارشد مهندسي‌پزشکي- بيوالکتريک؛ دانشکدهٔ مهندسي‌پزشکي دانشگاه صنعتي اميرکبير؛ ارديبهشت‌ماه ۱۳۸۳.

[26] Xu N, Gao X, Hong B, Miao X, Gao S, Yang F; BCI competition 2003-data set IIb:enhancing P300 wave detection using ICA based subspace projections for BCI applications; IEEE Transactions on Biomedical Engineering 2004; 51(6):1067-1072.

وحيـد ابوطالبي, مدرك كارشناسي خود را در رشته مهندسي برق - الكترونيك در سال ۱۳۷۵ از دانشگاه صنعتي شـريف و مدرك كارشناسي ارشد در رشته مهندسي برق - مهندسي پزشكي را در سال ۱۳۷۸ از همـان دانشگاه اخذ نمود و هم اكنون دانشجـوي دوره دكتـراي بيوالكتريك در دانشكدة مهندسي پزشكي دانشگاه صنعتي اميركبير مي‌باشد. زمينه‌هاي تحقيقاتي مورد علاقة وي, پـردازش سيگنال‌هـاي حياتي، تجزيه و تحليل سيگنال‌هاي مغزي و بررسي فعاليت‌هاي شنـاختي مي‌باشد.

محمدحسن مرادي، مدرک کارشناسي خود را در مهندسي بـرق - الكترونيـك، در سـال ۱۳۶۷ از دانشكدة فني دانشگاه تهران و مدرک کارشناسي ارشـد مهنـدسي بـرق - الكتـرونيـك را در سال ۱۳۶۹ از همـان دانشگاه اخـذ نمود. وي در سال ۱۳۷۴ مدرک دکتراي خـود را در رشتة مهندسي بـرق - مهندسي پزشكي از دانشگاه تربيـت مدرس دريـافت نمـود و از آن زمان تاكنون عضـو هيأت علمي دانشكدة مهندسي پزشكي دانشگاه صنعتي اميركبير مي‌باشد. ايشان تاكنون ۸ مقاله در مجلات علمي - پژوهشي داخل و خـارج از كشور و بيـش از ۶۰ مقاله در كنفرانس‌هاي معتبر و بيـن‌المللي داخل و خـارج از كشور منتشر كرده است. كتـاب"آناليز سيگنال مشتمل بر فيلتر بانك‌ها، تبـديل ويـولت و بـازنمايي زمان - فركانس" تـوسط وي در سال ۱۳۸۰ ترجمه شده است. نـامبرده ده‌ها پروژة كارشناسي ارشد و دكترا را سرپرستي نموده و در چنـد طرح تحقيقاتي مشاركت داشته است. پروژة كارشناسي ارشـد "طراحي و ساخت دستگاه انتقال تلفني سيگنال‌هاي قلبي" به سرپرستي ايشان، بـرندة جـايزة سوم جشنوارة جـوان خـوارزمي در سال ۱۳۸۰ و ثبت شـده به عنوان يك اختراع در داخل كشور مي‌باشد. زمينه‌هاي تحقيقاتي مورد علاقة وي انـدازه‌گيري، ثبت، پردازش و تحليل سيگنال‌هاي حيـاتي و تصاويـر پـزشكي، كاربـرد سيستم‌هاي فـازي و فـازي عصبي در پردازش و به كارگيري تبـديـل ويـولت و مالتي‌ويـولت و تبديلات زمان - فـركانس، طيـف‌هاي مـرتبـه بالا، شبكه‌هاي ويـولت و ويـونت است. وي هم‌اكنون دانشيـار و مـديـر تحصيلات تكميلـي دانشكـدة مهندسي پزشكي دانشگاه صنعتي اميركبير مي‌باشد.

محمدعلي خليل‌زاده, بـه درجه كـارشناسي مهندسي بـرق - الكترونيک در سـال ۱۳۶۹ از دانشگـاه صنعتـي شـريـف و كـارشنـاسـي ارشـد مهنـدسـي برق - مهندسي پـزشكـي در سال ۱۳۷۲ از همان دانشگاه دست يـافت. ايشـان در سـال ۱۳۷۸ به درجـه دكتراي تخصصـي مهنـدسي برق - مهندسي پزشكي در دانشگـاه تـربيت مدرس رسيد. وي داراي سابقه فعـاليت در گـروه مهنـدسـي پـزشكـي دانشگاه شـاهـد، دانشكـده مهنـدسي پزشكي دانشگاه صنعتي اميركبير و دانشكده مهنـدسـي پـزشكـي واحـد علـوم و تحقيقـات دانشگـاه آزاد اسلامي در دوره‌هاي كـارشنـاسي و تحصيلات تكميلي مي‌باشد. ايشان داراي سوابق فعـاليت‌هاي پـژوهشي در جهـاد دانشگاهي صنعتي شريف و پژوهشكده پردازش هوشمند علائم بوده و هم اكنون در زمينه اندازه‌گيري، پردازش و تحليل سيگنـال‌هاي حيـاتـي (بـه ويـژه سيگنـال‌هاي مغـزي)، مدل‌سازي سيستـم‌هـاي حيـاتي، تحليـل فرآيندهاي عقلي و سايكوفيزيولوژيكي در انسان فعـاليت دارد. وي هم اكنـون مـدير گروه مهندسي پزشكي دانشگاه آزاد اسلامي مشهد مي‌باشد.