

تشخیص مؤلفه‌های شناختی مغز در تحریک صوتی با استفاده از الگوریتم ژنتیک

و طبقه‌بندی کننده‌ی KNN

مهدی عبدالصالحی، مهدی مرزبانی، محمدعلی خلیل‌زاده

گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد

Abdossalehi@yahoo.com

چکیده

یکی از مهمترین سیگنال‌های الکتریکی مرتبط با فعالیت شناختی مغز، مولفه P300 می‌باشد. در این تحقیق به آشکارسازی مولفه P300 شنوایی با استفاده از الگوریتم ژنتیک و طبقه‌بندی کننده‌ی KNN پرداخته شده است. تحلیل سیگنال شامل استخراج ویژگی‌های زمانی سیگنال تک ثبت ERP شنوایی، انتخاب ویژگی‌های بهینه توسط الگوریتم ژنتیک و طبقه‌بندی کننده KNN می‌باشد. در نهایت با استفاده از ۱۱ ویژگی بهینه به عنوان ورودی طبقه‌بندی کننده‌ی KNN در کانال Pz با دقت ۸۶/۵۸٪ در دادگان آزمون، تک ثبت‌های حاوی موج P300 از تک ثبت‌های فاقد این موج جداسازی شده که نسبت به تحقیقات قبلی بهبود داشته است.

کلمات کلیدی: P300-EEG - Single Trial - Auditory ERP - KNN - سیگنال‌های الکتریکی مغز - الگوریتم ژنتیک.

۱- مقدمه

درگذر از بافت استخوانی جمجمه و همچنین هدایت حجمی جریان الکتریکی در بافت مغز، سیگنالی که در هر الکترود ثبت می‌شود، ترکیب پیچیده‌ای از اطلاعات مربوط به منابع الکتریکی موجود در این ناحیه است.

در اثر بروز یک رویداد ویژه نیز، سیگنالی مرتبط با آن رویداد، تولید شده که به آن ERP^2 می‌گویند. عمده‌ی ERP ها پاسخ‌هایی هستند که مغز هنگام

مغز و سیستم اعصاب مرکزی با توجه به ارتباطات الکتریکی - یونی بین نورون‌های عصبی و ارسال و دریافت اطلاعات به صورت پالس‌های الکتریکی، به عنوان یک مجموعه وسیع از دو قطبی‌های الکتریکی به شمار می‌آیند که کلیه پردازش‌های ذهنی انسان در آن اتفاق می‌افتد. ثبت این فعالیت‌های الکتریکی را EEG¹ می‌نامند که از طریق نصب الکترودهای مناسب روی پوست سر ثبت می‌شود. البته به دلیل تضعیف سیگنال‌های رسیده به الکترودها، به‌خصوص

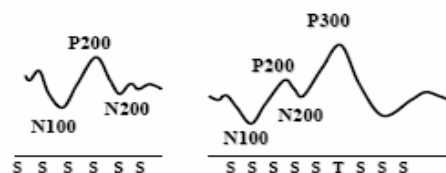
² Event Related Potential

¹ Electro Encephalo Graphy

مواجهه با یک تحریک حسی از خود بروز می دهد. تحریک حسی مورد استفاده می تواند از طریق حواس مختلف به فرد داده شود، که در این بین حواس شنوایی و بینایی استفاده ی بیشتری دارند. دامنه ی ERP ها در مقایسه با EEG زمینه، کوچک بوده و در محدوده ۲ تا ۲۰ میکرو ولت است [1].

P300 نیز یک نوع خاص از ERP و یا به تعبیر دیگر یک مولفه از ERP می باشد که در شرایط ویژه ظاهر می شود. طبق تحقیقات انجام شده هنگامی که مغز حین پردازش یک سری از تحریکات معمول با یک تحریک جدید (تحریک غیر معمول و یا تحریک هدف) مواجه می شود، در سیگنال مغزی ثبت شده، یک موج P300 ظاهر می شود.

طبق مدل Sokolov، P300 زمانی تولید می شود که نیاز به توجه خاص برای پردازش یک تحریک جدید وجود داشته باشد، که با تحریکات قبلی متفاوت است [2]. با توجه به همین نکته است که در آزمایش هایی که با هدف کار روی P300 انجام می شود، از یک الگوی کلی تحت عنوان Oddball استفاده می کنند. در این الگو دو نوع تحریک متفاوت در یک رشته از تحریکات به فرد اعمال می شود، به نحوی که یکی از آنها به طور غیر معمول اتفاق افتاده و از فرد خواسته می شود به این تحریک غیر معمول بعنوان مثال با فشردن کلیدی پاسخ دهد. این روند در شکل ۱ نشان داده شده است.



شکل ۱- الگوی تحریک های Oddball برای ثبت P300 (T تحریک هدف است.)

در این حالت مولفه های با تاخیر زیاد N100، P200 و N200 برای هر دو نوع تحریک ایجاد می شود، اما P300 تنها زمانی به اتفاق می افتد که فرد به تحریک غیر معمول پاسخ دهد [2].

البته برخی از محققان معتقدند که P300، ناشی از فعالیت شناختی است و انجام وظیفه ی خارجی تنها تقویت کننده ی این فعالیت داخلی بوده و در تولید آن نقش مهمی ندارد.

از لحاظ فیزیکی، P300 دارای پلاریته ی مثبت و دامنه ای در حدود ۱۰ تا ۱۵ میکرو ولت (در افراد جوان) می باشد [2]. همچنین برای تحریک صوتی، میزان تاخیر موج P300 حدود ۳۰۰ میلی ثانیه بوده که علت انتخاب این نام نیز، به خاطر پلاریته ی مثبت آن و تاخیر ۳۰۰ میلی ثانیه آن است. اما برای تحریک های دیگر، بعنوان مثال در تحریک بینایی، این زمان ممکن است تا ۱۰۰۰ میلی ثانیه نیز افزایش یابد. از نظر مکانی، در اغلب کارهای انجام شده در زمینه ی P300، سیگنال از سه کانال موجود روی خط وسط سر یعنی Pz، Cz و Fz ثبت می شود. تحقیقات نشان داده که در اغلب موارد P300 دارای بیشترین دامنه در ناحیه فرونتال (Fz) است. $(Pz > Cz > Fz)$

با توجه به ارتباط تنگاتنگی که بین بروز مولفه P300 و فعالیت شناختی مغز وجود دارد، از این مولفه در تحقیقاتی که به نحوی با جنبه ی شناختی مغز سر و کار دارند، استفاده می شود. از جمله در بررسی های کلینیکی، Polikar و همکارانش [3] طی مطالعه ای، از آن برای تشخیص بیماری آلزایمر^۳ استفاده کرده اند. در این بیماری به علت بروز حالت زوال عقلانی^۴ در فرد، فعالیت شناختی مغز او دچار نقصان شده و بنابراین مولفه های P300 نیز تغییر می یابد. Rosenfeld و Miller نیز در تحقیق دیگری از P300 برای تشخیص بروز حافظه اشتباه^۵ استفاده کرده اند [4]. همچنین Polikoff و همکارانش از P300 برای طراحی یک سیستم ارتباطی (بعنوان مثال برای کنترل جهت حرکت موس) برای افراد کاملاً فلج^۶ که قابلیت

³ Alzheimer

⁴ Dementia

⁵ False Memory

⁶ Totally Paralyzed

هیچگونه حرکتی را ندارند، استفاده نموده اند. از کاربرد های دیگر P300 می توان به دروغ سنجی و ارتباط مغز - کامپیوتر^۷ نیز اشاره نمود .

همانند سایر ERP ها ، تا کنون عمومی ترین روش استخراج P300 و بررسی آن تحلیل زمانی بوده است . برای همین منظور ، از هر یک از تحریکات تعدادی ثبت گرفته می شود و سپس با متوسط گیری سنکرون از پاسخ های مربوط به هر تحریک ، ERP مربوط به آن محاسبه می شود. یکی از مهمترین اشکالات این روش نیاز به تعداد ثبت بالا برای رسیدن به یک شکل موج قابل اعتماد بعد از متوسط گیری است که این امر باعث طولانی شدن مدت زمان تست و خستگی سوژه شده و در نتیجه اثر منفی بر اعتبار آزمون دارد . متوسط گیری نمونه های سیگنال باعث می شود که مؤلفه های P300 ثبت های مختلف که دارای تأخیرهای متفاوت با یکدیگر هستند با هم جمع شده ، و در نتیجه یک پیک پهن و گاهی یک برآمدگی شامل چند قله ظاهر شود. بنابراین استخراج P300 از روی تک ثبت ، یک هدف مطلوب برای بسیاری از تحقیقات و مطالعات است.

در این تحقیق ، برای استخراج ویژگیهای مرتبط با مؤلفه P300 ، از سیگنال ERP ثبت شده ، از روش Kalatzis و همکارانش که برای تفکیک بیماران مبتلا به افسردگی و افراد سالم ، از آشکار سازی موج P600 (یکی دیگر از مؤلفه های شناختی سیگنال مغزی ، که اغلب در تحریکات شنیداری ظاهر می شود) به صورت تک ثبت بهره برده بودند ، استفاده شده است. به این صورت که از سیگنالهای تک ثبت مربوط به هر تحریک ، (از شروع تحریک تا یک ثانیه پس از تحریک) ، ۱۸ ویژگی مرتبط با شکل ظاهری سیگنال در یک بازه مشخص (بطور معمول بازه زمانی مربوط به فعالیتهای درکی حدود ۱۰۰ میلی ثانیه تا حدود ۴۰۰ میلی ثانیه پس از تحریک است) استخراج می

کنیم. از آنجا که تمام ویژگی های استخراج شده ممکن است در تفکیک نمونه های هدف از غیر هدف مفید نباشند ، و یا در برخی موارد نتایج را بدتر کنند ، برای ورودی سیستم شناخت در این مقاله از الگوریتم ژنتیک و طبقه بندی کننده ی KNN استفاده شده است .

۲- روش کار

۲-۱- آزمایش ثبت داده

جهت استخراج مؤلفه ی P300 ، آزمایشی روی ۱۱ نفر مرد ، در محدوده ی سنی ۲۲ تا ۳۵ سال با الگوی Oddball ، دارای دو تحریک صوتی با فرکانس ۸۰۰ و ۱۵۰۰ هرتز که به گوش چپ و راست سوژه داده شد ، انجام گرفت. احتمال وقوع^۸ تن ۸۰۰ هرتز در این آزمایش ۲۰٪ و احتمال وقوع^۹ تن ۱۵۰۰ هرتز ۸۰٪ بوده ، که سوژه موظف بود^{۱۰} تن ۸۰۰ هرتز را بعنوان هدف در نظر گیرد. پس از آن رشته ای از این دو تحریک به طول ۱۰۰ نمونه تولید شد ، که این تحریک ها به طور تصادفی در آن رشته تکرار شده بودند. بعد از نصب الکترودهای Ag-AgCl (روی خط وسط سر در محل کانالهای Fz ، Cz ، Pz و مطابق استاندارد ۱۰-۲۰) و کنترل حداقل بودن امپدانس اتصال از حد لازم ، آزمایش شروع آغاز می شد. از طریق گوشی که روی دو گوش سوژه قرار داده شده بود ، رشته تحریک اعمال ، و از فرد خواسته می شد که پس از شنیدن تحریک هدف کلیدی را بفشارد. همزمان با اعمال تحریک ، سیگنال EEG فرد به طور پیوسته از لحظه شروع تحریک تا انتهای آن ثبت می گردید. علاوه بر سیگنال EEG ، سیگنال EOG نیز با اتصال دو الکترود به بالا و پایین یکی از چشم ها از طریق دو کانال دیگر از دستگاه EEG ، ثبت و پس از آن ، سیگنالها با فرکانس ۲۰۰ هرتز نمونه برداری شدند. از هر سوژه ۲ یا ۳ آزمایش گرفته شد که البته بعضی از آزمایش ها به دلیل اشکالات موجود (بالا بودن دامنه سیگنال EOG یا EEG از حد آستانه)

⁷ Brain Computer Interface

حذف گردید... پردازش ها بعد از اتمام ثبت، به صورت Offline انجام گرفت.

۲-۲-۲ تحلیل داده ها

۱-۲-۲ پیش پردازش داده ها

در این مرحله با وسیله برنامه ای که تحت نرم افزار MATLAB نوشته شد، ابتدا فایل سیگنال خوانده شده و پس از فیلتر سازی با فیلترهای بالا گذر و پایین گذر ۰/۵ هرتز و ۳۵ هرتز، ۲۰۰ نمونه از سیگنال مربوط به لحظه شروع هر تحریک تا یک ثانیه بعد از آن، برای سه کانال Pz، Cz و Fz جدا می شود. epoch. هایی 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 غیر معتبر تلقی شده و در ادامه پردازشها به کار نمی روند.

۲-۲-۲ استخراج ویژگی

پس از پیش پردازش داده ها و جداسازی epoch ها بر اساس نوع تحریک در سه کانال ذکر شده، برای استخراج ویژگی بازه زمانی ۱۰۰ تا ۴۰۰ میلی ثانیه به عنوان بازه ی بهینه برای هر epoch در نظر گرفته شده است. ویژگی های استخراج شده از این epoch ها مشابه با کار انجام شده در [5] برابر ۱۸ ویژگی می باشد، که به صورت زیر است:

($s(t)$ بیانگر هر epoch می باشد).

۱-۲-۲-۲ زمان نهفتگی سیگنال (LAT^8)

(t_{smax} : لحظه ای که ماکزیمم دامنه سیگنال ظاهر می شود.

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

۲-۲-۲-۲ دامنه سیگنال (AMP^9, s_{max})

بیشترین مقدار دامنه سیگنال

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

۳-۲-۲-۲ نسبت زمان نهفتگی، به دامنه سیگنال (LAR^{10}):

$$t_{smax} / s_{max}$$

۴-۲-۲-۲ قدر مطلق دامنه سیگنال: ($AAMP^{11}$)

$$|s_{max}|$$

۵-۲-۲-۲ قدر مطلق نسبت زمان نهفتگی به دامنه سیگنال ($ALAR^{12}$):

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

۶-۲-۲-۲ ناحیه مثبت (PAR^{13}, A_p): مجموع مقادیر مثبت سیگنال

$$A_p = \sum_{t=100ms}^{400ms} 0.5(s(t) + |s(t)|)$$

۷-۲-۲-۲ ناحیه منفی (NAR^{14}, A_n): مجموع مقادیر منفی سیگنال

$$A_n = \sum_{t=100ms}^{400ms} 0.5(s(t) - |s(t)|)$$

۸-۲-۲-۲ قدر مطلق ناحیه منفی: ($ANAR^{15}$)

$$|A_n|$$

۹-۲-۲-۲ مجموع ناحیه (TAR^{16}, A_{pn}):

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

۱۰-۲-۲-۲ قدر مطلق مجموع ناحیه: ($ATAR^{17}$)

$$|A_{pn}|$$

¹⁰ Latency/Amplitude Ratio

¹¹ Absolute Amplitude

¹² Absolute Latency/Amplitude Ratio

¹³ Positive Area

¹⁴ Negative Area

¹⁵ Absolute Negative Area

¹⁶ Total Area

¹⁷ Absolute Total Area

⁸ Latency

⁹ Amplitude

۱۷-۲-۲-۲- چگالی عبور صفر

(ZCD²⁴, d_{zc}): عبور صفر در واحد زمان در پنجره

زمانی پیک تا پیک

۱۸-۲-۲-۲- تغییر علامت شیب (SSA²⁵,

n_{sa}): تعداد دفعات تغییر علامت شیب در دو نقطه

مجاور در سیگنال ERP:

$$n_{sa} = \sum_{t=100ms+\tau}^{400ms-\tau} 0.5 \times \left| \frac{s(t-\tau)-s(t)}{s(t-\tau)-s(t)} + \frac{s(t+\tau)-s(t)}{s(t+\tau)-s(t)} \right|$$

که τ فاصله نمونه برداری است.

۳- نتایج

انتخاب ویژگی های بهینه با تابع برازندگی مبتنی بر حداکثر صحت داده های آزمون در داده های هدف بوسیله الگوریتم ژنتیک انجام پذیرفت که ۱۱ ویژگی برتر مطابق جدول ۱ از میان ۱۸ ویژگی معرفی شده در بخش ۲ بدست آمد. طبقه بندی کننده ی KNN با استفاده از ۱۱ ویژگی مذکور، داده های هدف و غیر هدف را تفکیک نمود که

درصد صحت داده های آزمایش در جدول ۱ آمده است.

۱۱-۲-۲-۲- مجموع قدر مطلق ناحیه

(TAAR¹⁸, A_{p|n})

$$A_{p|n} = A_p + |A_n|$$

۱۲-۲-۲-۲- متوسط قدر مطلق شیب سیگنال

(AASS¹⁹, | $\bar{s}$ |)

$$|\bar{s}| = \frac{1}{n} \sum_{t=100ms}^{400ms-\tau} \frac{1}{\tau} |s(t+\tau) - s(t)|$$

که τ فاصله نمونه برداری و n تعداد نمونه ها

در بازه مورد نظر می باشد.

۱۳-۲-۲-۲- پیک تا پیک سیگنال

(PP²⁰, pp)

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

که: $s_{\min} = \min \{s(t)\}$

۱۴-۲-۲-۲- پنجره زمانی پیک تا پیک

(PPT²¹, t_{pp})

$$t_{pp} = t_{s\max} - t_{s\min}$$

۱۵-۲-۲-۲- شیب پیک تا پیک (PPS²²,

pps)

$$\dot{s}_{pp} = \frac{pp}{t_{pp}}$$

۱۶-۲-۲-۲- محل عبور صفر (ZC²³, n_{zc})

تعداد دفعاتی که در پنجره زمانی پیک تا پیک $s(t)$

$= 0$ می شود، به طوریکه $\delta_s = 1$ اگر $s(t) = 0$ ، در

غیر اینصورت $\delta_s = 0$

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

¹⁸ Total Absolute Area

¹⁹ Average Absolute Signal Slope

²⁰ Peak to Peak

²¹ Peak to Peak Time window

²² Peak to Peak Slope

²³ Zero Crossings

²⁴ Zero Crossing Density

²⁵ Slope Sign Alterations

ویژگی های بهینه ی انتخاب شده	میانگین صحت	صحت داده های غیر هدف	صحت داده های هدف
۱۷-۱۶-۱۳-۱۱-۹-۸-۷-۶-۵-۲ ۱۸	٪۸۶/۵	٪۸۹	٪۷۶/۹

جدول ۱- نتایج حاصل برای کانال Pz

۴- بحث و نتیجه گیری

این تحقیق کاربرد جدیدی از طبقه بندی کننده ی KNN و الگوریتم ژنتیک را در پیدا کردن مولفه ی P300 در موج های تک ثبت ERP، انجام داده است به طوری که با توجه به فضای ویژگی های زمانی و شکلی سیگنال، به تفکیک تک ثبت های حاوی موج P300 از تک ثبت های فاقد این موج پرداخته و نتایج حاصل از آن نشان دهنده ی تفکیک بهتر داده ها، نسبت به نتایج به دست آمده قبلی می باشد. در این تحقیق با استفاده از ۱۱ ویژگی بهتر در تک کانال Pz به دقت تفکیک ٪۸۶/۵ در داده های آزمون رسیده ایم.

۵- مراجع

- [1] ابوطالبی، و، مرادی، م.ح. و خلیل زاده، م.ع، « تشخیص مؤلفه های شناختی در سیگنال های مغزی با استفاده از ضرایب ویولت»، فصلنامه مهندسی پزشکی زیستی، شماره اول، سال اول، پائیز ۸۳، صفحات ۲۵ تا ۴۶.
- [2] Niedermeyer E, Lopes Da, Silva F; Electroencephalography; USA; Williams and Wilkins; 2000:637-655 & 1073-1091
- [3] 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
- [4] Miller AR, Baratta C, Weynveen C, Rosenfeld JP; False memory: P300 amplitude, topography and latency; Psychology Department; Northwestern University; USA; 1999;
- [5] Kalatzis, I., Piliouras, N., Ventouras, E., Papageorgiou, C.C., Rabavilas, A.D. and Cavouras, D., 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.