بازشناسی دانش فرد خطاکار به‌کمک سیگنال‌های تک‌ثبت مغزی، مبتنی بر روش غیرخطّیِ منحنی‌های بازگشتی

امیرحسین مهرنام[1]، علی مطیع نصرآبادی[1]، مهراد قدوسی[1و2]، امین محمّدیان[2و3]، شهلا ترابی[2]
[1] دانشگاه شاهد [2] پژوهشکده پردازش هوشمند علائم [3] دانشگاه صنعتی امیرکبیر

چکیده

در این مطالعه، از روش غیرخطی منحنی‌های بازگشتی به‌منظور آشکارسازی دانش فرد خطاکار از سیگنال‌های تک‌ثبت مغزی، استفاده شده است. دادگان مورد استفاده، مربوط به ۴۹ نفر بوده که در آزمون بازشناسی چهرهٔ مخفی‌شده شرکت کردند. طراحی این آزمون به‌نحوی صورت گرفته است که در آن آشنابودن تصویر یک چهره، توسط افراد گناهکار پوشیده گردد. بنابراین هدف، بازشناسیِ چهرهٔ مخفی‌شده توسط این افراد است. در مرحلهٔ استخراج ویژگی از کمی‌کننده‌های بازگشتی، استفاده شده‌است. طبیعت آشوب‌گونهٔ پویای مغز و بررسی بستر جذب در فضای فاز، از امور مهمی‌اند که توسط این کمی‌کننده‌ها مورد توجه قرار می‌گیرند. بررسی نتایج به‌دست آمده نشان می‌دهد، ظهور مؤلّفهٔ P300 در افراد گناهکار (که در اثر انکار شناخت نسبت به یک تصویر آشنا ایجاد می‌شود)، افزایش تعیّن و پیش‌بینی‌پذیری در مغز را به‌همراه دارد و این امر بیان‌گر کاهش پیچیدگی مغز در این افراد است. در ادامه با به‌کارگیری الگوریتم ژنتیک در مرحلهٔ انتخاب ویژگی، طبقه‌بندی‌کنندهٔ LDA و روش جدید آستانه‌گذاری متغیر، صحت ۸۹/۷ درصد (تشخیص صحیح ۴۵ نفر از ۴۹ نفر) با تلفیق اطلاعات سه کانال Cz، Pz و Fz حاصل شد.

واژگان کلیدی: روش غیرخطی منحنی‌های بازگشتی ، آزمون دانش فرد خطاکار ، سیگنال تک‌ثبت مغزی.

۱- مقدّمه

در بسیاری از تحقیقات صورت گرفته در زمینهٔ آزمون دانش فرد خطاکار[1] (GKT) از مؤلّفهٔ شناختی P300 موجود در سیگنال‌های مغزی به‌منظور کشف دانش فرد خطاکار استفاده شده است. مؤلّفهٔ P300 هنگامی به‌روز می‌یابد که چندین تحریک به‌صورت متوالی به مغز اعمال شود؛ به‌نحوی که یکی از این تحریک‌ها غیرمعمول بوده و با احتمال کمتری رخ دهد (محمدیان و همکاران، ۱۳۸۷). در غالب کارهای صورت گرفته در زمینهٔ P300، بیش‌ترین دامنهٔ این مؤلّفه به‌ترتیب در کانال‌های Pz، Cz و Fz گزارش شده‌است. همچنین موارد متعددی نظیر، جنس، سن و حافظه بر دامنهٔ P300ظاهرشده، تأثیرگذار است (Polich, 2000).

در آزمون دانش فرد خطاکار مبتنی بر P300، از سه نوع تحریک استفاده می‌شود:

پروب (P): این تحریک مرتبط با صحنهٔ جرم بوده و انتظار می‌رود برای افراد گناه‌کار شناخته‌شده باشد و در مقابل، افراد بی‌گناه شناختی نسبت به این تحریک نخواهند داشت.

هدف (T): اگرچه ارتباطی با جزئیات صحنهٔ جرم ندارد، امّا برای تمام افراد، چه گناه‌کار و چه بی‌گناه، شناخته شده است.

نامرتبط (I): این تحریک نیز مانند تحریک هدف ارتباطی با جزئیات جرم رخ‌داده ندارد، با این تفاوت که توسط هیچ یک از افراد گناهکار و بی‌گناه شناخته شده نیست.

روش‌های پردازشی BAD[2] و BCD[3]، تاکنون بیش‌ترین کاربرد را در آزمون دانش فرد خطاکار مبتنی بر P300 داشته‌اند. در روش BAD، دامنهٔ P300 در تحریک P با

[1] Guilty knowledge test

[2] Bootstrapped amplitude difference
[3] Bootstrapped correlation difference

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-04]

I و T مقایسه می‌شود و انتظار می‌رود در افراد گناه‌کار، دامنهٔ P300 در تحریک P به تحریک T شباهت بیش‌تری داشته باشد. در روش BCD، به جای مقایسهٔ دامنهٔ P300، همبستگی تحریک P با I و T مقایسه می‌شود. در افراد گناه‌کار همبستگی متقابل میان P و T بیش‌تر از P و I است. در هر دو روش از متوسط‌گیری از تعداد زیادی از تک‌ثبت‌های هر تحریک به‌منظور استخراج P300 و مقایسهٔ دامنه و یا همبستگی متقابل میان تحریک‌های P با I یا T استفاده می‌گردد (ابوطالبی، ۱۳۸۵).

در روش متوسط‌گیری که معمول‌ترین روش در استخراج P300 است، از چندین تک‌ثبت به‌صورت سنکرون، متوسط‌گیری به‌عمل می‌آید. استفاده از این روش با مشکلاتی از قبیل افزایش زمان ثبت و خستگی سوژه همراه است. علاوه‌بر آن وجود تأخیرهای مختلف در P300 ظاهر شده در هر تک‌ثبت ممکن است سبب ایجاد یک پیک پهن با چندین قلّه در شکل موج حاصل از متوسط‌گیری از این تک‌ثبت‌ها شود (محمدیان و همکاران، ۱۳۸۷). بنابراین استفاده از روش‌هایی که در آن از تعداد کمتری تک‌ثبت، متوسط‌گیری شود برتری دارد. در روش‌های مبتنی بر تک ثبت، پس از استخراج ویژگی از هر تک‌ثبت و استفاده از یک طبقه‌بندی کننده، وجود یا عدم وجود P300 در آن تک‌ثبت تعیین می‌شود.

تاکنون استفاده از ویژگی‌های حوزهٔ زمان، فرکانس و زمان- فرکانس، به‌منظور ایجاد تمایز میان دو گروه گناه‌کار و بی‌گناه، در مطالعات صورت گرفته در آزمون‌های دروغ‌سنجی مغزی مبتنی بر تک‌ثبت گزارش شده است (Abootalebi, et al., 2006; Merzagora, et al.,2006)، همچنین در (Gao, et al., 2010) به‌منظور کاهش نوفه ابتدا از تعداد کمی تک‌ثبت متوسط‌گیری شده، سپس بر روی شکل موج به‌دست‌آمده مرحلهٔ استخراج ویژگی و طبقه‌بندی صورت پذیرفته است.

بر اساس دیدگاه لانگتین رفتار غیرخطی نرون‌های مغزی، سبب می‌شود بتوان EEG را به‌عنوان یک سریِ زمانیِ برخاسته از سامانه با پویای غیرخطی دانست. بنابراین انتظار می‌رود استفاده از ابزار غیرخطی در پردازش سیگنال‌های مغزی نتایج مناسب‌تری را به‌همراه داشته باشد (طالبی و همکاران، ۱۳۸۸). استفاده از روش‌های غیرخطی در پردازش سیگنال‌های مغزی سابقه‌ای به‌نسبه طولانی دارد (طالبی و همکاران، ۱۳۸۸)، اما عمده‌ترین این تلاش‌ها به محاسبهٔ بُعد همبستگی، بُعد فراکتال و بزرگترین نمای لیاپانوف محدود می‌شوند. برای محاسبهٔ این معیارها به طول زیادی از سیگنال نیاز است (ابوطالبی، ۱۳۸۵) که این امر به‌عنوان یک محدودیت در پردازش پتانسیل‌های وابسته به رخداد (ERP[1])، از جمله P300 شناخته می‌شود.

در روش منحنی بازگشتی[2] که به‌عنوان یک روش جدید در پردازش سیگنال‌های غیرخطّی معرّفی شده است، به دادگان با طول زیاد نیاز نیست (Schinkel, et al., 2009). بنابراین می‌تواند در آشکارسازی مؤلّفهٔ P300 در دروغ‌سنجی مغزی نیز مورد استفاده قرار گیرد. توماس از این روش غیرخطّی به‌منظور پیش‌گویی وقوع صرع توسط سیگنال‌های مغزی استفاده کرد (Thomasson, et al., 2010). مروان نشان داد کمی‌کننده‌های بازگشتی قادرند وقوع مؤلّفهٔP300 را حتی در تک‌ثبت‌های EEG نشان دهند (Marwan, et al.,2007). *شینکل* نیز از روشی مشابه در شناسایی مؤلّفهٔ N400 بهره برد (Schinkel, et al., 2009). *قشونی* به‌منظور بررسی حافظهٔ اپیزودیک از منحنی‌های بازگشتی استفاده کرد (Ghoshuni, et al., 2007). طالبی نیز با به‌کارگیری کمی‌کننده‌های بازگشتی به شناسایی دو مؤلّفهٔ حافظه‌ای FN400 و LPC، پرداخت (Talebi, et al., 2010).

در این تحقیق، ابتدا به معرّفی منحنی‌های بازگشتی و کمی‌کننده‌های آن پرداخته می‌شود. در ادامه پس از معرّفی دادگان، منحنی بازگشتی نظیر تک‌ثبت‌های مغزی و کمی‌کننده‌های آن محاسبه می‌شوند و از روی مقادیر به‌دست آمده برای این کمی‌کننده‌ها، تفاوت میان تک‌ثبت‌های پروب مربوط به افراد گناه‌کار و بی‌گناه از لحاظ آماری مورد بررسی قرار می‌گیرد. پس از انتخاب برترین دسته‌ویژگی بازگشتی، توسط لگوریتم ژنتیک، طبقه‌بندی افراد به یکی از دو گروه گناه‌کار یا بی‌گناه صورت می‌پذیرد. در پایان به بحث و نتیجه‌گیری پیرامون میزان کارآیی این روش غیرخطّی در آزمون بازشناسی دانش فرد خطاکار می‌پردازیم.

۲- ابزار منحنی‌های بازگشتی برای تحلیل دادگان

بازگشت یک مشخصّهٔ اساسی برای بسیاری از سامانه‌های پویای پیچیده است (Schinkel, et al., 2009) و مغز انسان به‌عنوان یک سامانهٔ پویا با پیچیدگی بالا شناخته شده است. مفهوم رسمی بازگشت‌ها نخستین‌بار توسط *هنری پوانکاره*

[1] Event Related Potentials
[2] Recurrence Plot

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-04]

در سال ۱۸۹۰ ارائه شد (طالبی، ۱۳۸۸) با این وجود مباحث مطرح شده توسط پوآنکاره تا مدّت‌ها به‌دلیل فقدان ابزار پردازشی مناسب مسکوت ماند. سرانجام در سال ۱۹۸۷، Eckman و همکارانش روش منحنی‌های بازگشتی را به‌منظور تجسم دیداری بازگشت سامانه‌های پویا ارائه کردند. چنانچه فرض کنیم تراژکتوری $\{\vec{x}_i\}$ $i=1,\ldots,N$ برای یک سامانه در فضای فاز موجود است، در این‌صورت می‌توان منحنی بازگشتی متناظر این تراژکتوری را به‌کمک ماتریس بازگشتی R رسم کردند:

$$R=\begin{cases} 1 : \|\vec{x}_i-\vec{x}_j\|\le\varepsilon \\ 0 : \text{otherwise} \end{cases} \quad i,j=1,..,N \qquad (۱)$$

در رابطه بالا ε شعاع همسایگی و N تعداد نقاط اندازه‌گیری‌شده $\vec{x}_i$ است. از آنجایی که به‌طورمعمول سامانه‌ها به‌طوردقیق به وضعیتی که پیش از این در آن قرار داشته‌اند بازگشت نمی‌کنند، لذا در نظر گرفتن این همسایگی ضروری است (طالبی، ۱۳۸۸). در ماتریس تعریف‌شده، چنانچه وضعیت سامانه در زمان‌های i و j مشابه باشد (همسایه باشند)، آرایهٔ نظیر این دو در ماتریس برابر یک و در غیر این‌صورت این آرایه برابر صفر درنظر گرفته می‌شود. چنانچه تنها سری زمانی u_i در دسترس باشد برای بازسازی فضای فاز می‌توان از تئوری تأخیر زمانی Taken's استفاده کرد (Kantz, et al., 1997). بر این اساس تراژکتوری $\vec{x}_i$ از روی سری زمانی u_i و مطابق رابطهٔ زیر بازسازی می‌شود:

$$\vec{x}_i=(u_i , u_{i+\tau},\ldots,u_{i+(m-1)\tau}) \qquad (۲)$$

که در آن m بعد بازسازی و τ تأخیر زمانی است. یک روش متداول در تعیین بُعد بازسازی، روش نزدیک‌ترین همسایگان دروغین[1] و برای تأخیر، اطلاعات متقابل[2] است (Kantz, et al.,1997).

۲-۱- تحلیل کمی‌سازی بازگشت‌ها

در منحنی‌های بازگشتی سه ساختار با مقیاس کوچک شامل خطوط عمودی، خطوط قطری و نیز نقاط منفرد قابل مشاهده است.

۱- نقاط منفرد: می‌توانند هنگامی رخ دهند که یک حالت نادر اتفاق می‌افتد؛ درصورتی‌که این حالت تنها برای یک زمان اندک ایستادگی کند یا به‌شدّت نوسان داشته باشد.

۲- خطوط قطری: یک خط قطری به‌طول l هنگامی به‌وقوع می‌پیوندد که یک قسمت از تراژکتوری، به‌طورتقریبی به‌صورت موازی با یک قسمت دیگر از تراژکتوری پیموده شود.

۳- خطوط عمودی: یک خط عمودی با طول v نشان دهندهٔ ظهور وضعیتی پایدار به‌مدّت v واحد زمانی است. به بیانی دیگر سامانه برای چند لحظه در تله، گیرکرده است.

به‌منظور بررسی کمّی ساختارهای موجود در منحنی‌های بازگشتی، تاکنون چندین ویژگی در مقالات (Maewan, et al.,2002; Kobbe, et al.,1992) ارائه شده است، که این ویژگی‌ها عبارتند از:

۱- قطعیت

این ویژگی عبارتست از نسبت نقاط بازگشتی که از ساختار خطوط قطری (با طول حداقل $l_{\min}$) پیروی می‌کنند، به کل نقاط بازگشتی:

$$DET=\frac{\sum_{l=l_{min}}^{N} l\,P(l)}{\sum_{l=1}^{N} Pl(l)} \qquad (۳)$$

که در آن $p(l)$، هیستوگرام خطوط قطری به‌طول l است. پیدایش خطوط قطری در منحنی‌های بازگشتی به‌علت حرکت موازی دو قطعه از تراژکتوری است (طالبی و همکاران، ۱۳۸۸). مدت زمان این حرکت با طول خطوط قطری ارتباط مستقیم دارد. قطعیت به‌عنوان اندازهٔ پیش‌بینی‌پذیری و میزان تعیّن در یک سامانه در نظر گرفته می‌شود.

۲- متوسط طول خطوط قطری

این ویژگی بیش‌تر به‌عنوان متوسط زمان پیش‌بینی، در یک سامانه در نظر گرفته می‌شود (طالبی و همکاران، ۱۳۸۸).

$$L=\frac{\sum_{l=l_{min}}^{N} l\,P(l)}{\sum_{l=l_{min}}^{N} P(l)} \qquad (۴)$$

بدیهی است در یک سامانهٔ تصادفی انتظار می‌رود متوسط زمان پیش‌بینی بسیار کوچک باشد، به عبارت دیگر ماهیت یک سامانهٔ تصادفی، امکان پیش‌بینی رفتار آن را در زمان آینده غیر ممکن می‌سازد.

[1] False nearest neighbors
[2] Mutual information

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-04]

۳- بیشینهٔ طول خطوط قطری

این ویژگی برابر است با طولانی‌ترین خطّ قطری که در منحنی بازگشتی یافت می‌شود؛ یا برعکس آن به‌عنوان واگرایی، مدّ نظر گرفته می‌شود.

۴- آنتروپی خطوط قطری

این ویژگی پیچیدگی منحنی‌های بازگشتی را نسبت به خطوط قطری بیان می‌کند (طالبی و همکاران، ۱۳۸۸). آنتروپی مربوط به خطوط قطری از رابطهٔ زیر به‌دست می‌آید:

$$ENTR= - \sum_{l=l_{min}}^{N} p(l) \ln p(l) \quad (۵)$$

۵- لامیناریتی:

نسبت بین نقاط بازگشتی تشکیل‌دهندهٔ ساختارهای عمودی به کل نقاط بازگشتی بوده و از رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$LAM=\frac{\sum_{v=v_{min}}^{N} v\, P(v)}{\sum_{v=1}^{N} v\, P(l)} \quad (۶)$$

که در آن:

$$P(v)= \sum_{i,j=1}^{N} (1-R_{i,j}) (1-R_{i,j+v}) \prod_{k=0}^{v-1} R_{i,j+k} \quad (۷)$$

محاسبهٔ LAM برای v هایی تحقق می‌یابد که از v_{min} بیشتر شوند، تا اثر حرکت مماسی کاهش یابد. LAM وقوع وضعیت های لامینار در سامانه را نشان می‌دهد، بدون اینکه طول این فازهای لامینار را توصیف کند.

۶- زمان به‌دام افتادن:

بیان‌گر میانگین زمانی که سامانه در یک وضعیت مشخص پایدار می‌ماند و یا اینکه چه مقدار در تله گیرخواهد کرد.

$$T\hat{o}T = \frac{\sum_{v=v_{min}}^{N} v\, P(v)}{\sum_{v=v_{min}}^{N} P(v)} \quad (۸)$$

۷- بیشینهٔ طول خطوط عمودی:

می‌تواند، در مقایسه با اندازهٔ استاندارد l_{max} مورد ملاحظه قرار گیرد.

۸- زمان بازگشت نوع اول:

$$\{T_j^1 = t_{i+1} - t_i\,, i = 1,2, \dots n\} \quad (۹)$$

که در آن t_i برابر i امین همسایهٔ j و n برابر تعداد همسایگی‌های j است(Gao, et al., 2000).

زمان بازگشت نوع دوم:

مشابه تعریف قبل با این تفاوت که در آن فواصل با طول یک واحد زمانی، محسوب نمی‌شوند.

تمام این ویژگی‌ها می‌توانند در کلّ منحنی بازگشتی و یا در پنجره‌هایی که در طول قطر اصلی منحنی بازگشتی حرکت داده می‌شوند، محاسبه شوند (Gao, et al., 2000).

۳- دادگان و روش‌ها

۳-۱- مشخصات ثبت داده:

آزمایش‌های اخذ سیگنال بر روی ۶۵ نفر، در پژوهشکده پردازش هوشمند علائم انجام پذیرفت. شرکت‌کنندگان همگی دید طبیعی داشته و فاقد سابقهٔ بیماری بودند. نحوهٔ اجرای آزمون به‌گونه‌ای طراحی شد که به‌توان آن را به‌صورت الگوی Oddball پیاده‌سازی کرد. آزمون شش‌تحریکه شامل انواع سه گانهٔ تحریک، یعنی یک تحریک هدف، چهار تحریک غیرمرتبط و یک تحریک پروب است و هر شرکت‌کننده به‌صورت تصادفی یکی از دو نقش گناه‌کار یا بی‌گناه را ایفا کرد. از تصویر چهرهٔ افراد به‌عنوان تحریک استفاده شده است. بنابراین تحریک هدف، تصویر چهرهٔ فردی خواهد بود که شرکت‌کننده صرف نظر از نقشی که ایفا می‌کند، آن را می‌شناسد. برای این منظور بیش‌تر از تصویر بستگان و یا دوستان نزدیک وی استفاده شده است. در مقابل لازم است تصاویر انتخاب‌شده به‌عنوان تحریک‌های نامرتبط برای شرکت کننده (صرف نظر از نقش آن) ناآشنا باشند. همچنین تصویر تحریک پروب باید تنها برای شرکت کنندگان گناه‌کار شناخته شده باشد.

بنابراین پیش از آغاز آزمایش برای هر شرکت کننده، شش تصویر انتخاب می‌شود. پس از شرح روند آزمون برای سوژه، وی در مقابل صفحهٔ نمایش قرار می‌گیرد؛ هر تصویر به‌صورت سیاه و سفید و به شکل تصادفی با سی مرتبه تکرار به سوژه نشان داده خواهد شد. زمان نمایش هر تصویر یک ثانیه و فاصلهٔ میان نمایش تصاویر نیز یک ثانیه انتخاب شده است.(محمدیان و همکاران، ۱۳۹۰).

دو کلید به دو دست هر یک از شرکت‌کنندگان داده می‌شود و از آنان خواسته می‌شود با فشردن هریک از آن دو کلید هنگام مشاهدهٔ تصاویر، به این پرسش پاسخ دهند که تصویر نشان داده شده را می‌شناسند یا خیر (یک کلید پاسخ بلی و دیگری پاسخ خیر). تمام شرکت‌کنندگان هنگام

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-04]

نمایش تصویر هدف پاسخ بلی و هنگام نمایش تصاویر غیرمرتبط و پروب پاسخ خیر می‌دهند که در این میان پاسخ افراد گناه‌کار به تحریک پروب صادقانه نبوده است.

ثبت سیگنال‌های الکتریکی مغز از طریق الکترودهای Pz، Cz و Fz مطابق استاندارد ۲۰-۱۰ انجام پذیرفته است. همچنین از الکترودهای EOG نیز به‌منظور حذف آرتیفکت‌های[1] چشمی استفاده شده است. فرکانس نمونه‌برداری ۲۵۶ هرتز است.

۳-۲- پیش‌پردازش

برای حذف ثبت‌های نامناسب از سه معیار، ذکر شده در زیر استفاده شده است (محمدیان و همکاران، ۱۳۹۰):

۱- چناچه یک شرکت کننده در طول آزمایش بیش از سی درصد تصاویر را به‌اشتباه کلید زده‌باشد، فرض می‌شود این سوژه در زمان انجام آزمایش با دقت به تصاویر نگاه نکرده است و آن ثبت حذف می‌شود.

۲- پس از پایان هر ثبت، از تک‌ثبت‌های مربوط به تحریک هدف متوسط‌گیری می‌گردد. از آنجایی که این تحریک برای تمام شرکت‌کنندگان صرف نظر از گناه‌کار یا بی‌گناه بودنشان شناخته شده است، انتظار می‌رود در اثر این متوسط‌گیری مؤلّفه شناختی P300 در سیگنال متوسطِ گرفته‌شده ظاهر شود. درصورت عدم ظهور این مؤلّفه، ثبت مورد نظر کنار گذاشته می‌شود. وجود و یا عدم وجود P300 به‌صورت چشمی بررسی می‌گردد.

۳- برای حذف آرتیفکت ناشی از پتانسیل الکتریکی چشم و نیز آرتیفکت ناشی از پلک‌زدن، از روش آستانه‌گذاری بر روی سیگنال EOG و نیز EEG استفاده شده است که مقادیر این آستانه‌ها به‌صورت تجربی تعیین می‌شوند. درنتیجهٔ این آستانه‌گذاری، تعدادی از تک‌ثبت‌ها حذف می‌شوند. چنانچه تعداد تک‌ثبت‌های باقی‌مانده در تحریک پروب (برای یک سوژه) کمتر از پانزده باشد، آن ثبت کنار گذاشته می‌شود.

مشخصات ۴۹ سوژهٔ باقی مانده در جدول ۱ آورده شده است.

جدول ۱. تعداد و مشخصات ثبت‌های باقی مانده.

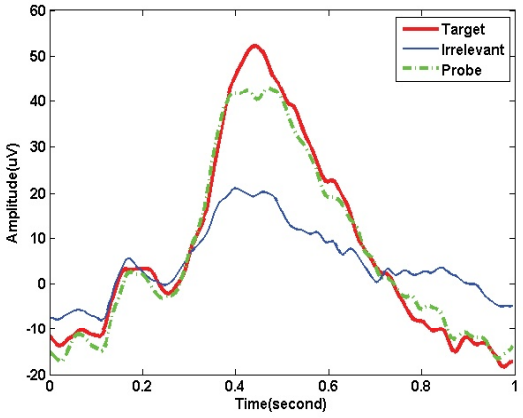
	گناه‌کار	بی‌گناه
مرد	۸	۹
زن	۱۴	۱۸
کل	۲۲	۲۷

[1] Artifact

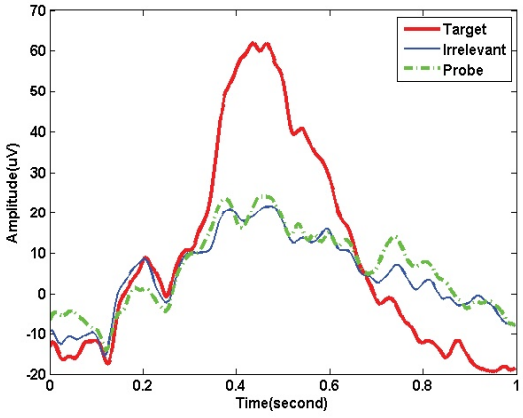
تمام سیگنال‌ها از یک فیلتر بالاگذر با فرکانس قطع ۰/۵ هرتز و یک فیلتر پایین‌گذر با فرکانس قطع ۳۵ هرتز عبور داده شده‌اند. این محدوده فرکانسی مشابه مرجع (ابوطالبی، ۱۳۸۵) در نظر گرفته شده است. با توجّه به حساسیت روش‌های غیرخطّی به فاز، از فیلتر با فاز صفر استفاده شده است.

۳-۳- تحلیل دادگان

در شکل ۱ متوسط تمامی تک‌ثبت‌های پروب، هدف و نامرتبط در هر یک از دو گروه افراد گناه‌کار و بی‌گناه نشان داده شده است.



(الف)



(ب)

شکل ۱. متوسط تک ثبت‌های پروب، هدف و نامرتبط (الف) در افراد گناهکار (ب) در افراد بی‌گناه.

همان‌گونه که ملاحظه می‌شود در افراد گناه‌کار (شکل ۱.الف) متوسط تک‌ثبت‌های پروب به متوسط تک‌ثبت‌های هدف، شباهت بیش‌تری دارد و در افراد بی‌گناه (شکل ۱.ب)، متوسط تک‌ثبت‌های پروب به متوسط تحریکات نامرتبط شبیه‌تر است. ظهور مؤلّفهٔ P300 در تحریک هدف هر دو

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-04]

گروه و تحریک پروب افراد گناه‌کار نشان می‌دهد روند کلّی ثبت دادگان به‌درستی انجام پذیرفته است.

پس از اطمینان از مناسب‌بودن دادگان ثبت شده، برای هر تک‌ثبت منحنی بازگشتی رسم شد. برای تخمین پارامتر تأخیر از روش اطّلاعات متقابل و برای انتخاب بُعد بازسازی از روش نزدیک‌ترین همسایگان دروغین استفاده شد.

در محاسبهٔ منحنی بازگشتی از روش همسایگی ثابت استفاده شد که بر اساس آن، شعاع همسایگی برای هر نقطه در فضای فاز به نحوی تعیین می‌شود که تمام نقاط، تعداد همسایگی برابری داشته باشند (Zbilut, et al., 1990).

کمّی‌کننده‌های بازگشتی ذکرشده در قسمت قبل به‌همراه مقادیر بُعد بازسازی و تأخیر زمانی، به‌دست آمده از هر تک‌ثبت به‌عنوان ویژگی استخراج شد. بنابراین از هر کانال ۱۱ ویژگی و در مجموع ۳۳ ویژگی از هر ۳ کانال (Pz، Cz و Fz) استخراج شد. از طبقه‌بندی‌کنندهٔ خطّی LDA به‌منظور طبقه‌بندی افراد گناه‌کار و بی‌گناه استفاده شد. سرعت بالا و عدم نیاز به تعیین پارامتری جانبی از محاسن این طبقه‌بندی‌کننده محسوب می‌شوند. بزرگ‌بودن فضای ویژگی‌ها سبب شد از الگوریتم ژنتیک به‌منظور انتخاب برترین ویژگی‌ها استفاده شود. دقت خروجی طبقه‌بندی‌کننده به‌عنوان تابع برازندگی[1]، تعریف شد. همچنین پارامترهای نسل، جمعیت و نرخ جهش به‌ترتیب ۱۰۰، ۸۰ و ۰.۰۵ در نظر گرفته شد.

۳-۴- ارزیابی

از روش LOO[2] به‌منظور ارزیابی نتایج طبقه‌بندی‌کننده استفاده شده است. بر این اساس در هر مرحله تمام تک‌ثبت‌های یک سوژه کنار گذاشته می‌شود و تک‌ثبت‌های پروب سایر افراد به عنوان دادگان آموزش درنظرگرفته می‌شوند، پس از پایان‌یافتن تعلیم، تک‌ثبت‌های پروب، هدف و نامرتبط آن فرد به‌عنوان دادگان آزمون به طبقه‌بندی‌کننده اعمال و درصد آشکارسازی P300 در هریک از این سه نوع تحریک محاسبه می‌شوند. با اعمال یک آستانه بر روی درصد آشکارسازی P300 در تحریک پروب، در مورد گناه‌کار و یا بی‌گناه بودن آن فرد تصمیم‌گیری به‌عمل می‌آید. با تکرار این روش به تعداد افراد شرکت‌کننده در آزمون، صحّت نهایی محاسبه می‌شود. آستانهٔ اعمال‌شده بر روی درصد آشکارسازی P300 در تحریک پروب، به یکی از دو شکل زیر صورت می‌پذیرد:

۱- آستانهٔ ثابت:

چنانچه بیش از نیمی از تک‌ثبت‌های پروب یک فرد فاقد P300 تشخیص داده شوند، آن فرد بی‌گناه و در غیر اینصورت گناهکار خواهد بود. در این روش گناه‌کار و یا بی‌گناه بودن فرد تنها به‌کمک تک‌ثبت‌های پروب صورت می‌پذیرد.

آستانهٔ متغیر:

یک مزیّت استفاده از روش‌هایی نظیر BAD و BCD، آن است که به‌دلیل مقایسهٔ میانگین تحریکات پروب، هدف و نامرتبط‌ها با یکدیگر، درعمل نقش عوامل فیزیولوژیک در آنها به‌حداقل می‌رسد، به عبارت دیگر در این روش‌ها هر شخص با خودش مقایسه می‌شود و نه با یک جامعه آماری دیگر.

در این تحقیق تصمیم گرفته شد با به‌کارگیری تحریک‌های هدف و نامرتبط هر شخص، آستانهٔ آن فرد تعیین گردد. ایدهٔ اولیهٔ این روش آن است که چنانچه در شخصی گناه‌کار، درصد آشکارسازی P300 در تحریک هدف مقدار کاست، در این‌صورت، به‌احتمال فراوان در تحریک پروب درصد آشکارسازی P300 مقدار کمتری خواهد بود و بالعکس چنانچه تعدادی از تک‌ثبت‌های نامرتبط شخص بی‌گناه توسط طبقه‌بندی‌کننده، دارای P300 تشخیص داده شوند، منطقی است که تعداد بیش‌تری تک‌ثبت پروب توسط طبقه‌بندی‌کننده، حاوی P300 تشخیص داده شوند.

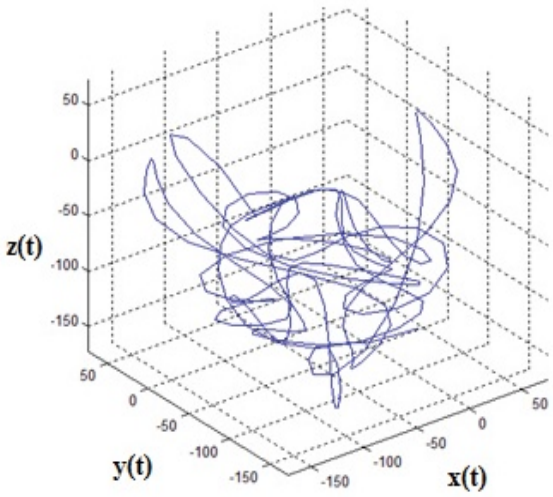
با توجّه به مطالب ذکر شده، میانگین درصد آشکارسازی P300 در تحریک هدف و غیر مرتبط به‌عنوان آستانه جدید درنظر گرفته می‌شود.

۴- نتایج

پس از تخمین بُعد بازسازی و زمان تأخیر، منحنی بازگشتی برای تمام تک‌ثبت‌های پروب، هدف و نامرتبط از روی فضای فاز بازسازی‌شده نظیر هر تک‌ثبت یک‌ثانیه‌ای ایجاد شد. شکل ۲ نحوهٔ حرکت تراژکتوری را در فضای فاز برای یک نمونه تک‌ثبت یک‌ثانیه‌ای سیگنال مغزی، نشان می‌دهد. ملاحظه می‌شود که چگونه بازگشت تراژکتوری به ناحیه‌ای که پیش‌تر از آن گذشته است و حرکت قطعات موازی، حتی در سیگنال‌های با طول یک ثانیه نیز محتمل است.

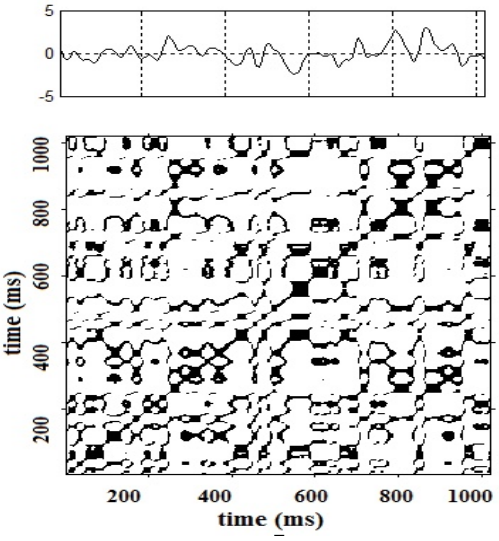
[1] Fittness Function
[2] Leave-One-Out

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-04]

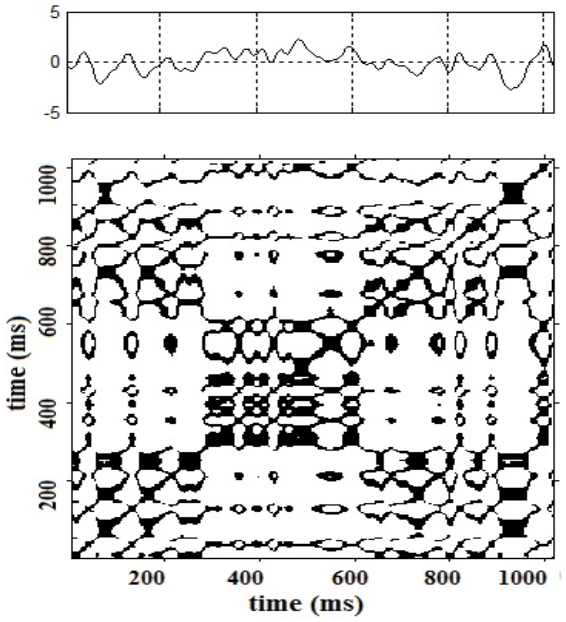


شکل ۲. فضای فاز بازسازی شده نظیر تک ثبت یک ثانیه‌ای سیگنال مغزی (بعد بازسازی برابر ۳ و زمان تاخیر برابر ۵)

در شکل ۳ منحنی بازگشتی نظیر یک تک‌ثبت پروب مربوط به یک فرد بی‌گناه (شکل ۳-الف) و یک فرد گناه‌کار (شکل ۳-ب) نشان داده شده است. مشاهده می‌شود در محدودهٔ ۶۰۰-۳۰۰ میلی‌ثانیه، منحنی بازگشتی نظیر تک‌ثبت پروب فرد گناه‌کار، دارای ساختار متراکم‌تری از نقاط بازگشتی است. علت این امر را می‌توان ظهور مؤلّفهٔ شناختی P300 دانست. این مؤلّفه با توجّه به ماهیت معین خود سبب شکل‌گیری خوشه‌هایی با ساختار منظم در منحنی‌بازگشتی شده است.



(الف)



(ب)

شکل ۳. منحنی‌بازگشتی نظیر تک‌ثبت‌های پروب متعلق به گروه، (الف) بی‌گناه ، (ب) گناه‌کار، به همراه سیگنال‌های هنجارسازی شدهٔ نظیر هر منحنی بازگشتی.

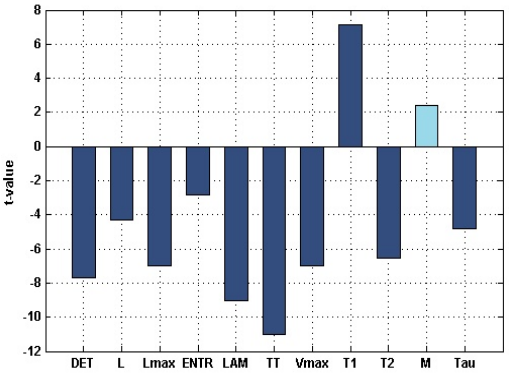
۴-۱- تحلیل آماری

از آنجایی که تک‌ثبت‌های پروب در افراد گناه‌کار دارای P300 و در افراد بی‌گناه فاقد این مؤلّفه خواهند بود، درنتیجه برای بررسی تفاوت میان دو گروه از تک‌ثبت‌های پروب استفاده شده است. در شکل ۴ بررسی آماری کمی‌کننده‌های بازگشتی شامل کمی‌کننده‌های، ساختارهای قطری (DET، L، L_{min} و ENTR)، ساختارهای قائم (LAM، TT و V_{max})، زمان بازگشت نوع اول و دوم و مقادیر بعد بازسازی و میزان تأخیر زمانی در هر سه کانال آورده شده است. *t*-value با استفاده از نحوهٔ توزیع کمیت مورد نظر در دو گروه مورد بررسی محاسبه می‌شود و قدر مطلق آن نشان‌دهندهٔ میزان اختلاف کمیت در دو گروه است (ابوطالبی، ۱۳۸۵). در این تحقیق مقادیر *t*-value بزرگ‌تر از صفر، بیان‌گر بزرگ‌تربودن مقادیر آن ویژگی در گروه افراد بی‌گناه و نیز مقادیر کوچک‌تر از صفر نشان دهندهٔ بزرگ‌تر بودن مقادیر آن ویژگی در گروه افراد گناه‌کار است. علاوه‌بر آن *p*-value نشان می‌دهد که یک ویژگی قادر به ایجاد تمایز معنادار میان دو گروه بوده است یا خیر (سطح معناداری برابر ۰/۰۵ در نظر گرفته شده است). با تأمل در مقادیر ستون *t*_value و ویژگی‌های دارای $p<0.05$، ملاحظه می‌گردد که در گروه افراد گناه‌کار ویژگی‌های به‌دست آمده از ساختار خطوط قطری (DET،

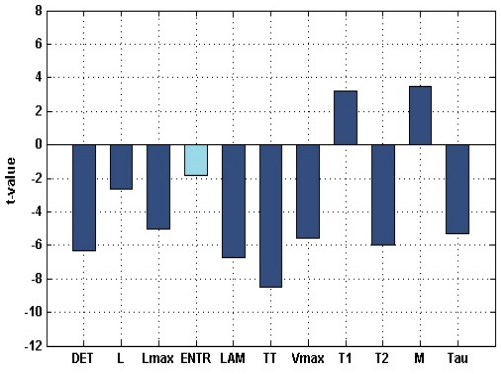
[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-04]

L، L_{max} و ENTR)، به شکل معناداری بیشتر از گروه افراد بی‌گناه هستند. از آنجایی که این ویژگی‌ها بیان‌کننده میزان تعیّن و پیش‌بینی‌پذیری در یک سامانه‌اند. بنابراین می‌توان چنین ادعا نمود که میزان قطعیت و پیش‌بینی‌پذیری در تک‌ثبت‌های پروب افراد گناه‌کار بیش از افراد بی‌گناه است.

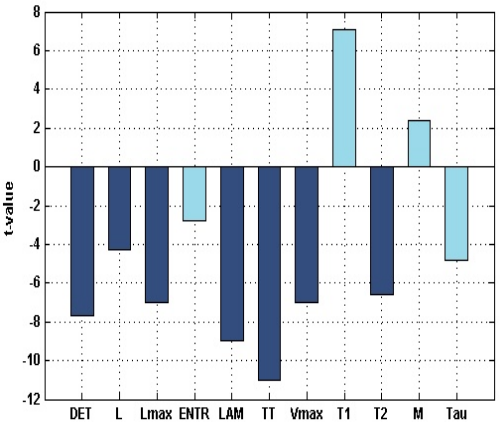
ویژگی‌های بازگشتی به‌دست آمده از ساختار خطوط عمود (LAM، V_{max} و TT)، نیز در افراد گروه گناه‌کار به شکل معناداری بیش از افراد بی‌گناه هستند، که این موضوع بیان‌گر وقوع وضعیت‌های لامینار و زمان‌های به دام افتادن تراژکتوری در تله، در تک‌ثبت‌های پروب افراد گناه‌کار هستند. زمان بازگشت نوع اول در گروه بی‌گناه بیش از گروه



(الف)



(ب)



(ج)

شکل ۴. مقادیر t-value نظیر ویژگی‌های بازگشتی در (الف) کانال Pz، (ب) کانال Cz و (ج) کانال Fz. (ویژگی‌های با $p<0.05$ بارنگ تیره‌تر مشخص شده‌اند.)

گناه‌کار بوده است و این در حالی‌ست که زمان بازگشت نوع دوم رفتاری متفاوت از خود نشان می‌دهد و این ویژگی در گروه گناه‌کار بزرگ‌تر بوده است. با توجه به مفهوم به‌طورتقریبی مشابه این دو ویژگی این تفاوت آشکار، منطقی به‌نظر نمی‌رسد؛ امّا با تأمل در روابط این دو ویژگی، ملاحظه می‌شود زمان بازگشت نوع دوم در برابر حرکت مماسی تراژکتوری حساسیت کمتری از خود نشان می‌دهد. بنابراین به نظر آنچه سبب افزایش زمان بازگشت نوع اوّل در گروه افراد بی‌گناه نسبت به گروه افراد گناه‌کار شده است، همسایه‌گرفتن نقاط متوالی تراژکتوری بوده‌است. با این تفاسیر می‌توان به زمان بازگشت نوع دوم اطمینان بیشتری کرد. بنابراین متوسط زمانی که لازم است تا تراژکتوری به همسایگی خویش بازگشت نماید، در افراد گناه‌کار بیشتر است. به عبارت دیگر با افزایش تعیّن در پروب افراد گناه‌کار که به‌دنبال ظهور مؤلّفهٔ P300 رخ می‌دهد، سرعت بازگشت به‌وضعیت‌های که تراژکتوری پیش‌تر آنها را مشاهده نموده است، کاهش می‌یابد.

همچنین مقادیر تخمین‌زده شدهٔ بُعد بازسازی در گروه افراد گناه‌کار کمتر از افراد بی‌گناه است که این امر نشان‌دهندهٔ کمتربودن درجهٔ آزادی مغز در افراد گناه‌کار، در تحریک پروب است و درنهایت بزرگ‌تر بودن زمان تأخیر را در گروه افراد گناه‌کار می‌توان به بیشتربودن شباهت میان نمونه‌های متوالی سیگنال در پروب افراد گناه‌کار نسبت داد.

۴-۲- نتایج طبقه‌بندی ویژگی‌ها

پس از استخراج ۳۳ ویژگی استخراج‌شده از هر ۳ کانال، از الگوریتم ژنتیک به‌منظور انتخاب برترین دستهٔ ویژگی استفاده شد. در تعیین گناه‌کار یا بی‌گناهی فرد از روش آستانه‌گذاری ثابت و آستانه‌گذاری متغیر استفاده شد.

در جدول ۲، نتایج به‌دست آمده از انتخاب ویژگی از میان ویژگی‌های هر کانال و تلفیق هر ۳ کانال، به‌ازای هر یک از دو روش آستانه‌گذاری ثابت و متغیّر به‌همراه تعداد ویژگی‌های منتخب آورده شده است. این نتایج نشان می‌دهند که عملکرد کانال Fz در ایجاد تمایز میان دو گروه گناه‌کار و بی‌گناه به شکل محسوسی کمتر از دو کانال Cz و Pz است. در روش آستانه‌گذاری ثابت، کانال Pz با صحت ۷۹/۶ درصد، بالاترین صحت را به‌همراه داشت؛ امّا در روش

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-04]

آستانه‌گذاری متغیر، نتیجهٔ به‌دست آمده از دو کانال Cz و Pz برابر صحت ۸۵/۷ درصد است همچنین تلفیق اطلاعات هر سه کانال در هر دو روش آستانه‌گذاری سبب بهبود نتایج شد. بر این اساس صحت ۸۱/۶ درصد (معادل تشخیص صحیح ۴۰ نفر از ۴۹ نفر) در روش آستانه‌گذاری ثابت و صحت ۸۹/۸(معادل تشخیص صحیح ۴۴ نفر از ۴۹ نفر) در روش آستانه‌گذاری متغیر حاصل شد.

جدول ۲. مقایسه‌ی نتایج طبقه‌بندی دو گروه گناهکار و بی‌گناه در هر کانال و تلفیق ۳ کانال به همراه تعداد ویژگی‌های انتخاب شده توسط الگوریتم ژنتیک در هر مرحله.

	آستانه‌گذاری متغیر		آستانه‌گذاری ثابت	
	تعداد ویژگی	صحت	تعداد ویژگی	صحت
Pz	۳	۸۵/۷	۳	۷۹/۶
Cz	۱۰	۸۵/۷	۴	۷۷/۵
Fz	۷	۷۱/۵	۵	۶۹/۴
Total	۲۳	۸۹/۸	۱۱	۸۱/۶

نتایج به‌دست آمده از کانال‌های جداگانه و تلفیق هر سه کانال نشان می‌دهد روش آستانه‌گذاری متغیر در مقایسه با روش آستانه‌گذاری ثابت، عمل‌کرد بهتری دارد، هر چند تعداد ویژگی‌های انتخاب‌شده توسط الگوریتم ژنتیک در روش آستانه‌گذاری متغیر بیش از آستانه‌گذاری ثابت بوده است.

۵- بحث و نتیجه‌گیری

در این مطالعه، از روش غیرخطی منحنی‌های بازگشتی به‌منظور آشکارسازی دانش فرد خطاکار از سیگنال‌های تک‌ثبت مغزی، استفاده شد. در ابتدا برای هر تک‌ثبت، منحنی بازگشتی محاسبه و بر اساس آن ویژگی‌های بازگشتی نظیر هر تک‌ثبت استخراج شد. نتایج تحلیل آماری نشان داد مقادیر ویژگی‌های به‌دست آمده از ساختار خطوط قطری در افراد گناه‌کار به شکل معناداری بیش از افراد بی‌گناه است، که این امر نشان دهندهٔ افزایش قطعیت و پیش‌بینی‌پذیری سامانه مغز در افراد گناه‌کار است. همچنین بیشتربودن مقادیر ویژگی‌های به‌دست آمده از ساختار خطوط عمود در این گروه نیز بیان‌گر وقوع وضعیت‌های لامینار و زمان‌های به دام افتادن تراژکتوری در تله است.

نتایج به‌دست آمده از منحنی‌های بازگشتی مبنی بر افزایش قطعیت در اثر ظهور مؤلّفهٔ P300، با مطالعات پیشین که در زمینهٔ آشکارسازی P300 توسط Marwan و همکارانش (Marwan, et al.,2007) صورت پذیرفته بود مطابقت دارد. همچنین طالبی و همکارانش نیز در تحقیقی که بر روی مؤلّفه‌های حافظه‌ای انجام دادند (Talebi, et al., 2010) بیان کردند قطعیت مغز هنگام فراخوانی یک بخش از حافظه افزایش می‌یابد. از آنجایی که نحوهٔ طراحی آزمون در دادگان این تحقیق نیز به‌نحوی بوده است که تصویر مربوط به تحریک پروب برای افراد گناه‌کار شناخته‌شده باشد، لذا نتایج این تحقیق نیز تأکید کنندهٔ این ادعا است.

نتایج به‌کارگیری جداگانهٔ ویژگی‌های هر کانال نشان داد قابلیت ایجاد تمایز میان افراد گناه‌کار و بی‌گناه در کانال Fz نسبت به دو کانال دیگر، کمتر است و تلفیق هر سه کانال سبب بهبود نتایج شد.

هدف اصلی از به‌کارگیری تصویر چهره در جمع‌آوری دادگان این تحقیق، بررسی امکان بازشناسی چهرهٔ مخفی‌شده توسط افراد گناه‌کار بوده‌است. نتایج به‌دست آمده، امکان تشخیص بازشناسی چهرهٔ مخفی‌شده را تأئید کرد که این نتایج با یافته‌های Meijer و همکارانش مطابقت دارد (Meijer, et al., 2000) در این تحقیق یک روش نوین آستانه‌گذاری به‌منظور تعیین گناه‌کار یا بی‌گناه‌بودن افراد ارائه شد. در این روش متوسط درصد آشکارسازی P300 در تحریک‌های نامرتبط و هدف، به‌عنوان آستانهٔ انتخاب و با اعمال آن بر روی درصد آشکارسازی P300 در تحریک پروب، گناه‌کار یا بی‌گناه‌بودن شخص تعیین می‌شود. یک مزیّت عمدهٔ این روش استفاده از سیگنال‌های هر فرد به‌منظور تعیین آستانهٔ او است با این روش تا حدود زیادی تأثیر عوامل فیزیولوژیک را می‌توان به‌حداقل رساند. همان‌گونه که انتظار می‌رفت به‌کارگیری این روش، نتایج بهتری را نسبت به روش آستانه‌گذاری ثابت به‌همراه داشت. اگرچه لازم است به این نکته نیز توجه شود که روش آستانه‌گذاری متغیر در مقایسه با آستانه‌گذاری ثابت، هزینهٔ محاسباتی بیش‌تری خواهد داشت؛ زیرا در روش آستانه‌گذاری متغیر، محاسبهٔ منحنی بازگشتی بر روی تمام تک‌ثبت‌ها شامل پروب، هدف و نامرتبط‌ها صورت می‌پذیرد و این درحالی است که در روش آستانه‌گذاری ثابت محاسبه منحنی بازگشتی تنها بر روی تک‌ثبت‌های پروب صورت می‌پذیرد.

در این تحقیق نشان داده شد ویژگی‌های بازگشتی توانایی ایجاد تمایز میان پروب افراد گناه‌کار و بی‌گناه را دارند. در ادامه می‌توان نتایج تلفیق این ویژگی‌ها با

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-04]

ویژگی‌های حوزهٔ زمان، فرکانس و زمان- فرکانس را مورد ارزیابی قرار داد.

بهبود نتایج روش آستانهٔ متغیر که در آن از دادگان هدف و نامرتبط به‌عنوان دادگان آزمون بر روی طبقه‌بندی‌کننده‌ای که با دادگان پروب آموزش داده شده بود نشان می‌دهد، ممکن است بتوان تحریک‌های پروب، هدف و نامرتبط را از یک جنس دانسته و از همهٔ آن دادگان در آموزش طبقه‌بندی‌کننده نیز بهره برد. اطمینان از صحت این فرضیه نیازمند بررسی بیشتر است.

تقدیر و تشکر

بدین‌وسیله از پژوهشگاه خواجه نصیرالدین طوسی (پژوهشکده پردازش هوشمند علائم سابق)که دادگان این تحقیق را در اختیار ما قرار دادند و نیز Norbert Marwan که امکان استفاده از CRP Toolbox را برای‌مان فراهم کردند، قدردانی می‌کنیم.

مراجع

Abootalebi, V., Moradi, M.H., Khalilzadeh, M.A., A comparison of methods for ERP assessment in a P300-based GKT, 2006, International Journal of Psychophysiology.

Gao, J., Cai, H., On the structures and quantification of recurrence plots, 2000, Physics Letter A 270, pp.75-87.

Gao, J., Yan, X., Sun, J., Zheng, Ch., Denoised P300 and machine learning-based concealed information test method, 2010, computer methods and programs in biomedicine.

Ghoshuni, M., Nasrabad, A.M, Khalilzadeh, M.A., Hashemi, M.R., Phase space analysis of Event Related Potential during episodicmemory retrieval, 2007, Conference of the IEEE EMBS.

Kantz, H., Schreiber, T., Nonlinear Time Series Analysis, 1997 Cambridge ,University Press.

Koebbe, M., G. Mayer-Kress, G., Eubank, S., Casdagli, M., Use of recurrence plots in the analysis of time-series data, 1992, SFI Studies in the Science of Complexity. vol. XXI, pp. 361–378.

Marwan, N., Carmen, M Romano, M. Thiel, J. Kurths, Recurrence plots for the analysis of complex systems, 2007, Physics Reports.

Marwan, N., Wessel, N., Meyerfeldt, U., Schirdewan, A., Kurths, A., Recurrence plot based measures of complexity and its application to heart rate variability data, 2002, Phys. Rev E, vol. 66.

Meijer, E., Smulders, F., Merckelbach, H., Wolf, A., Overfitting in neural nets: backpropagation, conjugate gradient and early stopping, 2000, Computer and Information Science, pp. 402-408.

Merzagora, A.C., Bunce,S., Izzetoglu, M., Onaral, B., Wavelet analysis for EEG feature extraction in deception detection, 2006, Proceedings of the 28th IEEE.

Polich, J., P300 in Clinical Applications, in Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields, E. NiederMeyer and F. Lopes Da Silva, Eds., 4th ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams and Wilkins, 2000, ch. 58, pp. 1073-1091.

Schinkel, S., Marwan, N., Kurths, J., Brain Signal Analysis based on recurrences,2009, Journal of Physiology.

Talebi, N., M.nasrabad, A.M, Recurrence plots for Identifying Memory Components in Single-Trial EEGs, 2010, Depatment of Biomedical Engineering.

Thomasson, N., Hoeppner, T., Zbilut, J., Recurrence quantification in epileptic EEG, 2010 Phys. Lett. A Vol. 279 (1–2), pp. 94–101.

Zbilut, J., Koebbe, M., Loeb, H., Mayer-Kress, G., Use of recurrence plots in the analysis of heart beat intervals, 1990, Proceedings of the IEEE Conference on Computers in Cardiology, Chicago.

ابوطالبی و.، تجزیه و تحلیل مؤلّفه‌های شناختی سیگنال الکتریکی مغز با رویکرد طراحی یک سیستم دروغ‌سنجی، پایان‌نامه دکتری، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی، ۱۳۸۵.

طالبی ن.، نصرآبادی ع.، به کارگیری روش غیرخطی منحنی‌های بازگشتی برای شناسایی مؤلّفه‌های حافظه‌ای بر مبنای تک‌ثبت، دو فصلنامهٔ علمی-پژوهشی پردازش علائم و داده‌ها، ۱۳۸۸.

طالبی ن.، نصرآبادی ع.، به‌کارگیری روش‌های غیر خطی در بررسی مؤلفه‌های حافظه‌ای و شناختی سیگنال‌های مغزی در تحریکات دیداری، پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی دانشگاه شاهد، ۱۳۸۸.

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-04]

محمدیان ا.، ابوطالبی و.، طبقه‌بندی تک‌ثبت سیگنال‌های ERP به منظور آشکارسازی تحریک هدف، دو فصلنامهٔ علمی-پژوهشی پردازش علائم و داده‌ها، ۱۳۸۷.

محمدیان ا.، ترابی ش.، ابوطالبی و.، رضانیا س.، تشخیص بازشناسی چهره مخفی شده مبتنی بر مؤلّفه شناختی P300، کنفرانس مهندسی برق، ۱۳۹۰.



امیرحسین مهرنام، مدرک کارشناسی خود را در رشته مهندسی پزشکی- بیوالکتریک در سال ۱۳۸۷ از دانشگاه شاهد، و مدرک کارشناسی ارشد خود را در سال ۱۳۹۰ در همان رشته و از همان دانشگاه اخذ نمود. موضوع پایان نامه ارشد ایشان در زمینه طراحی سامانه دروغ‌سنجی مغزی با استفاده از پردازش غیرخطی سیگنال‌های EEG بوده است. وی هم اکنون در بخش تحقیقات شرکت پویندگان راه سعادت مشغول به کار است. حوزه‌های تحقیقاتی مورد علاقه ایشان، پردازش سیگنال EEG و کاربرد آن در سامانه‌های دروغ سنجی و تخمین عمق بیهوشی، شبکه‌های عصبی و شناسایی الگو است.

نشانی رایانامهٔ ایشان عبارتند از:
Amir.mehrnam@gmail.com



علی مطیع نصرآبادی، مدرک کارشناسی خود را در رشتهٔ مهندسی برق الکترونیک در سال ۱۳۷۳ از دانشگاه صنعتی امیرکبیر و مدرک کارشناسی ارشد در رشتهٔ مهندسی برق- مهندسی پزشکی را در سال ۱۳۷۷ از همان دانشگاه اخذ نمود. وی در سال ۱۳۸۲ دکترای خود را دررشتهٔ مهندسی پزشکی- بیوالکتریک از دانشگاه صنعتی امیرکبیر دریافت نمود و هم اکنون دانشیار گروه مهندسی پزشکی دانشکده فنی- مهندسی دانشگاه شاهد است. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقه ایشان، پردازش سیگنال‌های EEG و ERP در بررسی حالات ذهنی و BCI، فشرده سازی سیگنال‌های حیاتی، پردازش آشوب‌گونه و زمان-فرکانس سیگنال‌های حیاتی، شبکه‌های عصبی، شناسایی الگو و مدلسازی سامانه‌های بیولوژیک است.

نشانی رایانامهٔ ایشان عبارتند از:
nasrabadi@shahed.ac.ir



مهراد قدوسی، در سال ۱۳۸۸ مدرک کارشناسی خود را در رشته مهندسی پزشکی با گرایش بیوالکتریک از دانشگاه شاهد دریافت نمود. وی مدرک کارشناسی ارشد خود را نیز از همان دانشگاه و در همان رشته و گرایش در سال ۱۳۹۱ اخذ نمود. موضوع پایان نامه کارشناسی ارشد ایشان در زمینه ترکیب سیگنال های مغزی و سایکوفیزیولژیک به‌منظور بررسی سامانه‌های دروغ‌سنجی ترکیبی بوده است. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقه وی پردازش‌های سیگنال‌های حیاتی و همچنین کاربرد سیگنال‌های EEG در حوزه علوم‌شناختی است. وی هم اکنون در گروه پردازش علائم حیاتی پژوهشکده پردازش هوشمند علائم مشغول به فعالیت است.

نشانی رایانامهٔ ایشان عبارت است از:
ghodoosi@rcisp.com



امین محمدیان، در مقطع کارشناسی مهندسی پزشکی در سال ۱۳۸۱ از دانشگاه صنعتی امیرکبیر فارغ‌التحصیل شده و کارشناسی ارشد خود را در گرایش بیوالکتریک بخش مهندسی برق دانشگاه تربیت مدرس تهران در سال ۱۳۸۴ به اتمام رسانده است. وی هم اکنون دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی در دانشگاه صنعتی امیرکبیر و مدیر گروه پژوهشی پردازش علائم زیستی در پژوهشکده پردازش هوشمند علائم است. زمینه‌های کاری او: شناسایی الگو، پردازش پارامترهای مرتبط با فیزیولوژی اعم از پتانسیل‌های الکتریکی‌زیستی، گفتار و تصویر به منظور تشخیص مُدها، حالات و هیجانات افراد است.

نشانی رایانامهٔ ایشان عبارت است از:
mohammadian@rcisp.ac.ir

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-04]



شـــهلا ترابـــی در سـال ۱۳۸۵ در مقطـع کارشناسـی رشـته مهندسـی پزشکی (گرایش بالینی)، از دانشـگاه صنعتی امیرکبیر فارغ‌التحصیل شـده است. سـپس تحصـیلات خـود را بـا فارغ التحصیلی از همـین دانشـگاه و همین رشته (گـرایش بیوالکتریـک)، در سـال ۸۸ در مقطـع کارشناسی ارشد ادامه داده است. وی هم اکنون معاون گـروه پـردازش علائـم حیـاتی در پژوهشـکده پـردازش هوشـمند (پژوهشگاه خواجه نصیرالدین طوسی) و نیز پژوهشـگر برتـر گروه در سال ۹۱ است. زمینه مورد علاقه وی پردازش علائـم حیاتی (سیگنال گفتار، سیگنالهای محیطی و ERP) است.
نشانی رایانامهٔ ایشان عبارتست از:

Shahla_t5024@yahoo.com

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-04]