

تلفیق پتانسیل‌های برانگیخته مغزی و سیگنال‌های محیطی به منظور بهبود کیفیت سامانه‌های

تشخیص فریب

مهراد قدوسی^۱، علی مطیع نصرآبادی^۲، شهلا ترابی^۳، امین محمدیان^۴ و امیرحسین مهرنام^۵
^۱ و ^۲ دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه شاهد، تهران، ایران
^۳ و ^۴ پژوهشگاه توسعه فناوری‌های پیشرفته خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران

چکیده

از آنجا که پیش‌بینی می‌شد تلفیق دو روش ثبت دادگان کلاسیک و مغزی در چرخه تشخیص دانش فرد خطا کار می‌تواند منجر به افزایش صحت عملکرد سامانه دروغ‌سنجی در مقایسه با عملکرد جداگانه هر کدام از این روش‌ها شود، در این پژوهش، با بهره‌گیری از دانش موجود در هر دو حوزه، سعی به بررسی فرضیه بالا شده است. در این راستا ابتدا فاصله زمانی ارائه تحریک‌ها (ISI) و نیز نحوه چینش آنها، به گونه‌ای تنظیم شده است که امکان ثبت هم‌زمان مؤلفه P300 از پتانسیل‌های وابسته به رخداد مغزی و سیگنال‌های محیطی را فراهم نماید؛ همچنین سناریوی مناسبی از جرم‌سازی طراحی شده تا هم در بردارنده اطلاعات شناختی جرم و هم مبتنی بر اضطراب ناشی از دروغ باشد.

پس از ثبت دادگان از ۳۲ شرکت‌کننده، به استخراج ویژگی از سیگنال‌های پتانسیل برانگیخته مغزی و SCR (به‌عنوان یکی از مهم‌ترین سیگنال‌های محیطی) سوژه‌ها پرداخته شد؛ سپس با انتخاب ویژگی توسط الگوریتم ژنتیک و استفاده از طبقه‌بند LDA، درصد صحت‌های تشخیصی ۷۶/۶۷٪، ۷۳/۳۳٪ و ۸۰٪ به ترتیب برای ویژگی‌های حاصل از دادگان مغزی، SCR و تلفیقی حاصل شدند؛ صحت‌های حاصل در وهله نخست بیان‌گر کیفیت مناسب سناریو و پروتکل طراحی شده در تحریک و ثبت هم‌زمان هر دو دسته سیگنال بوده و همچنین بیان‌گر بهبود نتایج طبقه‌بندی با استفاده از دادگان تلفیقی در مقایسه با دادگان جداگانه هستند.

واژگان کلیدی: الگوی ادبال، پتانسیل‌های وابسته به رخداد مغزی، دروغ‌سنجی تلفیقی، سیگنال‌های محیطی

۱- مقدمه

برخی فعالیت‌های فیزیولوژیک بدن (از قبیل ضربان قلب، فشار خون، تنفس، فعالیت الکتریکی پوست و ...) از دروغ تأثیر می‌پذیرند. هنگامی که شخص با تحریکی که برایش معنادار است، در میان سایر تحریک‌ها مواجه شود، یک پاسخ جهت‌گیری OR^۱ رخ می‌دهد. این امر موجب ایجاد پاسخ‌های فیزیولوژیک در افرادی می‌شود که در دروغ‌سنجی مورد ثبت قرار می‌گیرند.

جهت انجام آزمون دروغ‌سنجی می‌توان از تکنیک‌ها و رویکردهای مختلفی استفاده کرد. در هر حالت، برحسب نوع روش پیاده‌سازی پروتکل، حس‌گرهای لازم به شخص آزمون‌شونده متصل شده و پاسخ‌های فیزیولوژیک وی در

مورد سؤال‌های مختلف ثبت و با یکدیگر مقایسه می‌شوند تا الگویی برای استخراج اطلاعات پنهان‌شده در ذهن شخص به‌دست آید (ایلا، ۱۹۹۸؛ بن‌شاخار و ایلا، ۲۰۰۳).

۱-۱- روش‌های کلاسیک دروغ‌سنجی

هنگام دروغ‌گویی، دستگاه عصبی خودمختار با فعال کردن اعصاب سمپاتیک، واکنش‌های فیزیولوژیک خاصی را در بدن ایجاد می‌کند که از طریق سنجش میزان تغییرات سیگنال‌های محیطی^۲، قابل اندازه‌گیری هستند. این مسأله، مبنای اصلی پیدایش سامانه‌های دروغ‌سنجی کلاسیک بوده است. تعدادی از شاخص‌های مورد اندازه‌گیری در روش‌های کلاسیک دروغ‌سنجی عبارتند از: پاسخ هدایت الکتریکی

² Peripheral

¹ Orienting Reflex

پوست^۱ (SCR)، نرخ ضربان قلب^۲ (HR)، طول خط تنفسی^۳ (RLL) و طول سیگنال پالس انگشتی^۴ (FPWL) (بردلی و جنیس، ۱۹۸۱؛ بردلی و رترینگر، ۱۹۹۲؛ ایلاد و بن‌شاخار، ۲۰۰۶).

در این روش، میزان برانگیختگی فرد (که می‌تواند ناشی از فرایند اغفال‌گری یا سوگیری شخص نسبت به یک تحریک خاص باشد) از طریق ثبت سیگنال‌های محیطی وی اندازه‌گیری و با به‌کارگیری روش‌های خاص تحلیل سیگنال، بخشی از این برانگیختگی به‌عنوان استرس مرتبط با سندروم دروغ شناخته می‌شود؛ سپس با به‌کارگیری قواعد خاص در مورد صداقت شخص در خصوص "موضوع مورد بررسی" تصمیم‌گیری می‌شود (فیزیولوژی روانی - قانونی با استفاده از پلی گراف ۱۳۸۴، ص ۲۵۵ تا ۲۵۹).

از یک دیدگاه، تکنیک‌هایی که تاکنون در دروغ‌سنجی کلاسیک مورد استفاده قرار گرفته‌اند، قابل تقسیم به دو رویکرد Concern-based (مبتنی بر نگرانی) و Orienting Reflex (مبتنی بر جلب توجه یا (OR)) هستند؛ این دو رویکرد آنقدر از جهت پایه‌ای متفاوت هستند که نیاز است هر یک به‌طور جداگانه مورد بحث قرار گیرند (کتاب تشخیص دروغ و فریب، ص ۲۹۵).

رویکرد نخست بر این اساس است که فرد گناه‌کار هنگام پاسخ‌گویی به سؤالات مربوط به جرم، دچار نگرانی بیشتری نسبت به سؤالات کنترلی (سعیدی و همکاران، ۱۳۹۲) می‌شود. در آزمون‌های زیرمجموعه این رویکرد، فرض می‌شود به‌دلیل افزایش نگرانی آزمون‌شونده، پاسخ‌های فیزیولوژیک وی در فواصل مشخصی از فرآیند آزمون افزایش می‌یابد. این رویکرد نظر مدافعان و منتقدان بسیاری را به خود جلب کرده است (کتاب تشخیص دروغ و فریب، ص ۲۹۴ و ۲۹۵). جالب است که منتقدان با خود آزمایش دروغ‌سنجی مخالف نبودند، بلکه همگی آن را تأیید می‌نمودند! اما پیشنهادشان استفاده از آزمایشی بود که به جای آنکه بر پایه افزایش نگرانی شخص مورد آزمون (آزمون‌شونده) استوار باشد، بر این اساس تنظیم شود که افراد دروغ‌گو به هنگام مواجهه با جزییات مهم جرم، OR نشان دهند (یعنی علایمی از بازشناسی جزییات از خود بروز دهند).

در رویکرد دوم فرض بر آن است که فرد گناه‌کار (که اطلاع از جرم را کتمان می‌کند)، در مواجهه با جزییات مهم مرتبط با جرم (سؤالات پروب^۵ یا مربوط^۶)، واکنش برانگیختگی قابل توجهی نسبت به سؤالات نامربوط^۷ به جرم و یا خنثی^۸ از خود نشان می‌دهد و فرض بر این است که افراد بی‌گناه واقعاً اطلاعی از جزییات جرم ندارند (مک‌لارن، ۲۰۰۱؛ بن‌شاخار و ایلاد، ۲۰۰۳).

آزمون دانش فرد خطاکار^۹ (GKT)، که با نام آزمون اطلاعات مخفی‌شده^{۱۰} (CIT) نیز شناخته می‌شود، زیرمجموعه این رویکرد است و از دیرباز یکی از روش‌های متداول در شناسایی افراد خطاکار بوده است (لایکن، ۱۹۵۹). در این آزمون سؤالات به‌گونه‌ای طراحی شده‌اند که آزمون‌شونده فقط با "بله" و "خیر" به آنها پاسخ دهد. تکنیک GKT شیوه‌ای جهت اندازه‌گیری OR هاست (کتاب تشخیص دروغ و فریب، پاورقی ص ۳۴۴).

از آنجا که روش‌های کلاسیک دروغ‌سنجی از جهت وابسته‌بودن به استرس، مورد نقدهایی قرار گرفته‌اند، روش‌های دیگری توسعه پیدا کردند. از جمله مهم‌ترین این روش‌ها بررسی فرایندهای شناختی مغز در بازشناسی اطلاعات نهفته، از طریق ثبت و پردازش سیگنال‌های مغزی و همچنین پتانسیل‌های برانگیخته مغزی^{۱۱} (ERP) است.

۱-۲- دروغ‌سنجی مغزی

مؤلفه‌های درون‌زای^{۱۲} سیگنال ERP نظیر P300، هم‌بستگی زیادی با فعالیت‌های شناختی مغز دارد (پولیش، ۱۹۸۶؛ دانکن-جانسون و دانچین، ۱۹۸۲؛ دانچین و کولز، ۱۹۸۸).

مؤلفه P300 با ارائه یک تحریک معنادار و کمیاب در میان مجموعه‌ای از تحریک‌های بی‌معنا که به‌صورت تصادفی تکرار می‌شوند (الگوی ادبال)، ظاهر می‌شود (دانکن-جانسون و دانچین، ۱۹۷۷). با میانگین‌گیری سیگنال‌های مغزی در فاصله زمانی بین ۳۰۰ تا ۸۰۰ میلی‌ثانیه بعد از شروع هر تحریک، مؤلفه P300 با یک پتانسیل مثبت ظاهر می‌شود که دارای بیشترین مقدار دامنه در کانال Pz است (روزنفلد و همکاران، ۱۹۸۷؛ فارول و دانچین، ۱۹۹۱).

⁵ Probe

⁶ Relevant

⁷ Irrelevant

⁸ Null

⁹ Guilty Knowledge Test

¹⁰ Concealed Information Test

¹¹ Event Related Potentials

¹² Endogenous

¹ Skin Conductance Response

² Heart Rate

³ Respiratory Line Length

⁴ Finger Pulse Wave Length

و در نتیجه ایجاد واکنش‌های فیزیولوژیک از نوع سیگنال‌های محیطی می‌شود؛ لذا این دو دسته از سیگنال‌ها (به دلیل برخورداری از منشأهای مختلف به ترتیب شناختی و استرسی) می‌توانند مکمل‌های خوبی برای یکدیگر در طی یک ثبت دروغ‌سنجی و به منظور افزایش صحت تشخیصی سامانه و همچنین کاهش اثر مقابله^۴ از سوی سوژه باشند.

منظور از مقابله، تلاش‌های عمدی شخص آزمون‌شونده است به نحوی که رأی کارشناس دروغ‌سنجی را به نفع بی‌گناه بودن وی، تحت تأثیر قرار دهد (فیزیولوژی روانی - قانونی با استفاده از پلی گراف ۱۳۸۴، ص ۳۱۴).

همان‌طور که اشاره شد، روش‌های کلاسیک دروغ‌سنجی مبتنی بر اندازه‌گیری تغییرات در پاسخ‌های فیزیولوژیک بدن هستند. حال چنانچه شخص با اطلاع از قوانین حاکم بر تکنیک‌های دروغ‌سنجی، تلاش کند واکنش‌های فیزیولوژیک خود را روی تحریک‌های خاص کنترل کند، (به عنوان مثال روی سؤال‌های نامربوط، زبانش را گاز بگیرد، پنجه‌هایش را فشار دهد یا در مورد یک حادثه ترسناک فکر کند) در روند آزمون اختلال ایجاد می‌شود و ممکن است برانگیختگی هیجانی وی روی سؤال استرس‌زای مرتبط با جرم خودش را نشان ندهد. منتقدان دروغ‌سنجی کلاسیک معتقدند اگر روشی وجود داشته باشد که در آن کانال اندازه‌گیری OR غیر قابل کنترل برای سوژه باشد، احتمال مقابله پایین می‌آید (فیزیولوژی روانی - قانونی با استفاده از پلی گراف ۱۳۸۴، ص ۲۹۵). از سوی دیگر، در مورد اینکه آیا روش دروغ‌سنجی مغزی نسبت به مقابله آسیب‌پذیر هست یا نه، اختلاف نظر وجود دارد (Farwell, 2012)؛ اما از آنجا که جنس مقابله مغزی (از نوع اطلاعات شناختی) با مقابله کلاسیک (از نوع واکنش فیزیولوژیک) متفاوت است، به کارگیری هم‌زمان هر دو نوع مقابله در روش تلفیقی، کار ساده‌ای نیست و به مهارت نیاز دارد.

۱-۳- تلفیق روش‌های دروغ‌سنجی کلاسیک و

مغزی

ثبت سیگنال‌های ERP و سیگنال‌های محیطی در طی یک آزمون و به‌طور هم‌زمان، با چالش‌هایی به‌شرح زیر همراه است: پیاده‌سازی محاسبات بر روی یک سیگنال EEG تک‌ثبت^۵ (بدون میانگین‌گیری) که دارای نسبت سیگنال به نویز^۵ کوچکی است، فاقد اعتبار کافی است؛ لذا در راستای

در مطالعات مختلف به راه‌کارهای متفاوتی برای سنجش صحیح مقدار دامنه P300 و بازه زمانی اندازه‌گیری آن به منظور دستیابی به حداکثر صحت جداسازی بخش‌های پروب از نامربوط اشاره شده است (روزنفلد و همکاران، ۱۹۹۱؛ آلن و ایاکنو، ۱۹۹۷؛ ابوطالبی و همکاران، ۲۰۰۶).

با مرور زمان جهت افزایش کیفیت و اعتبار سیگنال‌های مغزی ثبت‌شده، تغییراتی در نحوه پیاده‌سازی الگوی ادبال در آزمون GKT به‌کار گرفته شده است که عبارتند از: ۱- افزایش تعداد دفعات نمایش هر بخش در راستای افزایش نسبت سیگنال به نویز؛ ۲- کاهش فاصله زمانی بین نمایش تحریک‌ها^۱ (ISI) تا حد دو ثانیه؛ ۳- حذف پاسخ‌های کلامی سوژه‌ها به تحریک‌های متفاوت به منظور کاهش میزان آرتیفکت‌های عضله فک و ارائه پاسخ‌ها از طریق کلید؛ ۴- در اغلب مطالعات نیز یک تحریک جدید با عنوان هدف^۲ به مجموعه تحریک‌ها اضافه شده است (تحریک‌های سه کلاسه) که سوژه در پاسخ‌دهی به آنها گزینه متفاوتی را نسبت به بقیه آیت‌ها ارائه می‌دهد (فارول و دانچین، ۱۹۹۱). اضافه کردن تحریک‌های هدف نیز با دو رویکرد صورت گرفته است که عبارتند از: ۱- صحت کلیدزنی روی تحریک‌های هدف، وضعیت توجه سوژه به صفحه نمایش را به‌صورت هم‌زمان قابل مشاهده می‌کند ۲- سیگنال‌های حاصل از این تحریک‌ها به‌عنوان مرجعی در پردازش سایر سیگنال‌های همان فرد و با استفاده از طبقه‌بندهای مقایسه‌محور نظیر BCD^۳، مورد استفاده قرار می‌گیرند (فارول و دانچین، ۱۹۹۱).

علاوه بر فراوانی استفاده از روش تحریک سه‌کلاسه و طبقه‌بندهای مقایسه‌محور، در تعدادی از مقالات نیز با استفاده از روش‌های پیشرفته استخراج ویژگی و طبقه‌بندی دادگان و تنها با به‌کارگیری تک‌ثبت‌های پروب دو گروه خطاکار و بی‌گناه به جداسازی دادگان پرداخته شده است (ابوطالبی و همکاران، ۲۰۰۶).

پاسخ P300، نه‌تنها بیان‌گر (OR) فرد، بلکه منعکس‌کننده پردازش‌های شناختی وی نیز است و بدین ترتیب آشکارسازی ظهور مؤلفه P300، امکان تشخیص بازشناسی اطلاعات مخفی‌شده را در منشأ آن (مغز) فراهم می‌آورد (راسلر و همکاران، ۱۹۸۷). از سوی دیگر بروز استرس دروغ‌گویی باعث تحریک دستگاه اعصاب خودمختار،

¹ Inter Stimulus Interval

² Target

³ Bootstrapped Correlation Difference

⁴ countermeasure

⁵ Single Trial

پیاده‌سازی روش متوسط‌گیری برای استخراج ERP به تکرار تحریک‌ها با فاصله زمانی (ISI) کوتاه پرداخته می‌شود تا تعداد ERP های موجود برای هر تحریک مناسب باشد. از سوی دیگر سیگنال‌های محیطی نظیر SCR، پاسخ زمانی بلندتری نسبت به سیگنال‌های ERP دارند (مدت زمان بازگشت تراسه به خط پایه در این سیگنال‌ها در حدود بیست ثانیه طول می‌کشد)؛ لذا در صورت تنظیم فاصله زمانی کوتاه بین تحریک‌ها، سیگنال‌های محیطی دچار هم‌پوشانی شده و این امر جداسازی آنها از یکدیگر را دشوار می‌سازد و در صورت بلندبودن ISI نیز، الگوی ادبال تخریب می‌شود و در نتیجه در سیگنال‌های P300 نیز با افت دامنه روبه‌رو خواهیم بود (فارول و دانچین، ۱۹۹۱). در راستای برطرف کردن مشکل هم‌پوشانی سیگنال‌های محیطی، راه‌کارهایی در مقالات مختلف به‌طور خاص به‌منظور جداسازی سیگنال‌های SCR از یکدیگر دیده می‌شود (لیم و همکاران، ۱۹۹۷؛ الکساندر و همکاران، ۲۰۰۵؛ امبک و همکاران، ۲۰۰۸).

در زمینه اطلاعات مخفی‌شده نیز تنها در تعداد محدودی از مطالعات اخیر به ثبت هم‌زمان سیگنال‌های ERP و محیطی پرداخته شده است (امبک و همکاران، ۲۰۱۰؛ گامر و برتی، ۲۰۱۰، متسودا و همکاران، ۲۰۰۹؛ میجر و همکاران، ۲۰۰۶). در این مطالعات پژوهش‌گران مذکور رویکردهای متفاوتی داشته اما همگی به بهبود نتایج حاصل اشاره کرده‌اند. به‌جز میجر و امبک، همگی از ISI بلند استفاده کرده‌اند که موجب ثبت سیگنال‌های محیطی با کیفیت مناسب‌تری نسبت به سیگنال‌های ERP می‌شود و تا حد زیادی موجب تخریب سیگنال‌های ERP شده است. گامر و برتی تفاوت چشم‌گیری در سیگنال‌های ERP تولیدشده برای تحریک‌های پروب (تحریک‌هایی که هدف اصلی آزمون هستند و شرکت‌کنندگان خطاکار به این تحریک واکنش نشان می‌دهند در حالی که افراد بی‌گناه با این تحریک نیز همانند تحریک نامربوط برخورد می‌کنند) و نامربوط مشاهده نکرده‌اند. آنها دلیل این مسئله را در بلندبودن ISI دانسته‌اند و پیشنهاد کرده‌اند که در مطالعات آینده، می‌بایست این فاصله کوتاه‌تر شود. میجر به ثبت هم‌زمان ERP و SCR در طی یک آزمون CIT با سناریوی جرم‌ساختگی پرداخته است. وی فاصله زمانی بین تحریک‌ها را برابر ۲/۵ ثانیه در نظر گرفته و برای جلوگیری از هم‌پوشانی سیگنال‌های SCR به چینش تحریک‌ها با استفاده از الگویی خاص به نام M-Sequence پرداخته است. وی عنوان کرده است که سیگنال‌های P300 و

SCR پاسخ‌هایی با دامنه بزرگ‌تر در مورد آیت‌های بحرانی (همانند تحریک پروب) در مقابل آیت‌های کنترلی دارند. او گزارش کرده است که سیگنال‌های SCR و مؤلفه شناختی P300 دارای هیچ‌گونه هم‌بستگی نبوده و استفاده توأم از این دو می‌تواند در صحت بازشناسی نهایی، بهبود ایجاد کند. در سال ۲۰۱۰ نیز امبک و همکارانش به ثبت توأم سیگنال‌های کلاسیک و مغزی با مقدار فاصله زمانی بین ۳ الی ۳/۵ ثانیه پرداخته‌اند. این گروه با استفاده از یک الگوریتم برازش منحنی^۱، به مدل کردن سیگنال‌های SCR پرداخته‌اند (ابوطالبی و همکاران، ۲۰۰۸). در این پژوهش، سیگنال‌های SCR اگرچه به کیفیت پیش‌بینی‌شده در جداسازی تحریک‌ها در طی یک فرآیند ثبت کلاسیک نرسیده‌اند؛ اما تفاوت معناداری را ایجاد کرده‌اند. همچنین برای بررسی سیگنال‌های مغزی از روش BAD^۲ (ابوطالبی، ۲۰۰۶) استفاده شده است که توانسته تفاوت معنی‌داری را بین دو دسته تحریک‌های پروب و نامربوط ایجاد کند.

فرهانی و همکاران نیز در سال ۲۰۱۳ (دارستانی و مرادی، ۲۰۱۳) به تحریک و ثبت هم‌زمان سیگنال‌های ERP و محیطی با مقدار ISI کوتاه (حدود سه ثانیه به‌صورت متغیر) پرداخته‌اند. آنها هم‌چنین همانند میجر برای جلوگیری از هم‌پوشانی سیگنال‌های محیطی به ارائه تحریک‌ها در قالب یک M-Sequence با مرتبه هفت پرداختند. هم‌چنین برای طبقه‌بندی نتایج آزمون نیز از دو روش طبقه‌بندی LDA^۳ و Logistic Regression Model بر روی ویژگی‌های حاصل از تک‌تک کانال‌ها و هم‌چنین به‌صورت ترکیبی پرداخته‌اند. در این پژوهش به بهبود نتایج حاصل از طبقه‌بندی توأم دادگان حاصل از کانال‌های مختلف، نسبت به استفاده از تک‌تک کانال‌ها اشاره شده است.

در کار حاضر، تلاش شده است تا روش مناسبی جهت تلفیق روش‌های دروغ‌سنجی کلاسیک و مغزی (که اولی مبتنی بر افزایش نگرانی شرکت‌کنندگان و دومی بر پایه تحریک پاسخ‌های جهت‌گیری آنهاست) ارائه شود؛ به‌نحوی که از مزایای هر دو روش بهره گرفته شود و نیز با کاهش امکان مقابله (مطابق توضیحات ارائه‌شده در بالا)، درصد صحت عمل کرد سامانه دروغ‌سنجی افزایش یابد. نخستین گام برای تحقق این امر تعیین نحوه چینش تحریک‌ها به‌گونه‌ای است که بتوان به یک مصالحه قابل قبول در هر دو روش،

¹ Curve Regression

² Bootstrapped Amplitude Difference

³ Linear Discriminant Analysis

شده در صورتی که بتوانند در مرحله ثبت سیگنال بی‌گناهی خود را اثبات کنند، یک عدد حافظه سیار چهار گیگابایت به‌عنوان هدیه دریافت خواهند کرد. به‌منظور حصول اطمینان از همکاری کامل شرکت‌کنندگان با روال سناریو، تمامی مدت زمان حضور افراد در محل اجرای سناریو توسط دوربین‌های مخفی ضبط شده که در پایان هر ثبت مورد بررسی قرار گرفته است.

۲-۳- ثبت دادگان

پس از اجرای سناریو، سوژه‌ها به اتاق ثبت هدایت شده‌اند. سیگنال‌های مغزی و کلاسیک به‌صورت توأم ثبت شده‌اند. کانال‌های Oz, Cz, Pz, Oz (ابوطالبی و همکاران، ۲۰۰۶) از روی خط میانی سر مطابق استاندارد ۲۰-۱۰ و توسط دستگاه ثبت سیگنال‌های مغزی (Kava) RCISP و با فرکانس نمونه‌برداری ۲۵۶ نمونه در ثانیه ثبت شده‌اند. سیگنال‌های EOG عمودی و افقی افراد نیز به‌منظور حذف اثر پلک فرد اندازه‌گیری شده‌اند. از سوی دیگر برای محاسبه مقدار تأخیر زمانی شرکت‌کنندگان در پاسخ به تحریک‌ها (RT^1) از دو کلید چپ و راست یک ماوس رایانه‌ای متصل به دستگاه ثبت مغزی استفاده شده است. سیگنال‌های هدایت پوستی (SCR)، پالس حجمی خون (PPG^2)، تنفسی شکمی (AR^3)، تنفسی سینه‌ای (TR^4)، نیز به‌منظور ارزیابی دستگاه اعصاب محیطی فرد توسط دستگاه RCISP (Kashef)، با فرکانس هشتصد نمونه در ثانیه، نمونه‌برداری شده‌اند.



(شکل ۲-۱): تصویر سرویس جواهر مورد استفاده در طی سناریو

درخصوص فاصله زمانی ارائه تحریک‌ها (ISI)، رسید. همچنین با اعمال تغییرات مناسب در پیاده‌سازی الگوی ادبال، کیفیت استخراج P300 از سیگنال ERP به شکل مناسبی تأمین شده است.

۲- دادگان و روش‌ها

۲-۱- مشخصات دادگان ثبت‌شده

ثبت دادگان از ۳۲ دانشجوی مرد در مقاطع کارشناسی یا کارشناسی ارشد دانشگاه‌های تهران، که همگی دارای دید نرمال و فاقد سابقه بیماری بوده‌اند، انجام شده است و همگی افراد فرم رضایت‌نامه شرکت در آزمون را پژوهش و امضا کرده‌اند. به‌منظور برقراری شباهت بیشتر بین سناریو با جرم واقعی، به شرکت‌کنندگان اطمینان داده شده که فرد آزمون‌گیرنده هیچ اطلاعی پیرامون خطا کار بودن یا بی‌گناهی ایشان ندارد و آنها به‌صورت تصادفی به‌عنوان خطا کار یا بی‌گناه انتخاب شده‌اند. تمامی مراحل آماده‌سازی شرکت‌کنندگان و تکمیل فرم‌ها در اتاقی مجزا از اتاق اجرای سناریو و ثبت (اتاق توجیه) انجام شده است.

۲-۲- سناریوی سرقت جواهرات

تمامی افراد با یک سکه تمام بهار آزادی به‌عنوان تحریک هدف روبه‌رو شده‌اند و از آنها خواسته شده است که این سکه را برداشته و درون یک صندوقچه جواهر قرار دهند؛ سپس افراد خطا کار با جستجوی بیشتر، یک دسته کلید حاوی شش کلید یکسان را پیدا کرده‌اند که متعلق به کشورهای مستقر در محل اجرای سناریو بوده است. آنها با جستجوی کشوها یک سرویس طلای شکل (۱-۲) حاوی یک گردن‌بند، یک دست‌بند و یک جفت گوشواره یافته‌اند که از آنها خواسته شده است که گردن‌بند این سرویس را برداشته و تعداد نگین‌های این گردن‌بند را شمرده و در کاغذ یادداشتی که در اختیارشان بوده است یادداشت کنند (به‌منظور کسب اطمینان از همکاری فرد با روال آزمایش)؛ سپس گردن‌بند را در صندوقچه جواهر دیگری قرار داده و این صندوقچه را همراه با فرم‌های تکمیل‌شده درون کیف مشکی رنگ که باید آن‌را پیدا می‌کردند، قرار داده و پس از گذشت زمان ده دقیقه، همراه با کیف به اتاق توجیه بازگردند. افراد بی‌گناه نیز پس از تکمیل فرم‌های مربوط و گذشت زمان ده دقیقه به‌همراه کیف و صندوقچه جواهر خالی به اتاق توجیه بازگشته‌اند. پس از اجرای سناریو، به شرکت‌کنندگان گفته

¹ Reaction Time

² Photo Plethysmo-Graph

³ Abdominal Respiration

⁴ Thoracic Respiration

۴-۲- پروتکل ارائه تحریکها

تعداد تحریکها برابر ده عدد بوده است؛ ترکیب تحریکها نیز به صورت هفت تحریک نامربوط (تصاویر هفت تکه زیورآلات طلائی متفاوت)، ۱ تصویر خالی به عنوان تحریک پوچ^۱ (جهت تعیین خط زمینه در حالت بدون تحریک (میجر و همکاران، ۲۰۰۶)، تصویر سکه به عنوان تحریک هدف و تصویر گردن بند سرقتی (توسط سوژه‌های خطاکار)، به عنوان تحریک پروب تعیین شده است. مدت زمان نمایش هر تحریک برابر یک ثانیه و فاصله زمانی بین دو تحریک (ISI) برابر سه ثانیه بوده است. جهت افزایش مقدار سیگنال به نوبه در سیگنال ERP، هر تحریک به تعداد سی بار تکرار شده است و در مجموع مدت زمان ثبت برابر پانزده دقیقه بوده است. جهت به حداقل رساندن هم‌پوشانی‌های سیگنال‌های محیطی، تحریک‌های هدف و آزمون با حداقل فاصله چهار تحریک (۱۲ ثانیه) و حداکثر فاصله شش تحریک (۱۸ ثانیه) به‌طور تصادفی چیده شده‌اند. سایر تحریکها نیز به صورت تصادفی چیده شده‌اند.

تحریکها توسط یک صفحه‌نمایش هفده اینچی در فاصله یک‌متری سوژه در محیطی با روشنایی متعادل ارائه شده‌اند و از سوژه‌ها خواسته شده است که پس از دیدن هر تصویر کلیدهای راست و چپ یک ماوس را در پاسخ "بله" و "خیر" در مورد شناسایی یا عدم شناسایی تصویری که روی صفحه‌نمایش می‌بینند، فشار دهند.

۵-۲- پیش‌پردازش

حذف تک‌ثبت نامناسب

برای حذف ثبت‌های نامناسب از سه معیار، ذکر شده در زیر استفاده شده است:

- حذف یک شرکت‌کننده چنانچه وی در طول آزمایش بیش از سی درصد تصاویر را به اشتباه کلید زده باشد.
- آستانه‌گذاری بر روی سیگنال EOG و نیز EEG به منظور حذف تک‌ثبت‌های مخدوش به اثر پلک‌زدن (محمدیان و همکاران، ۱۳۹۰).
- تک‌ثبت‌های کلاسیک نیز، در صورتی که سوژه نفس عمیق کشیده باشد و یا در صورت افزایش دامنه سیگنال‌ها از آستانه‌های مشخص حذف شده‌اند (CPS2, P 87).

۴- با بررسی تصاویر ضبط شده توسط دوربین درون اتاق، در صورتی که فرد با آزمایش همکاری لازم را به عمل نیاورده باشد نیز آن شرکت‌کننده به صورت کامل کنار گذاشته شده است.

پس از اجرای این مرحله از مجموع دادگان، ۳۲ سوژه شرکت‌کننده، تعداد سی سوژه با ترکیب چهارده سوژه بی‌گناه و شانزده سوژه خطاکار باقی مانده‌اند.

اصلاح سیگنال‌های SCR

- اصلاح پرش‌های ناگهانی در خط پایه سیگنال، که به دلایلی نظیر جابجایی ثبات‌ها^۲ و یا حرکت ناگهانی سوژه رخ داده‌اند (CPS2, P 89).
- یکسان‌سازی خط پایه تمامی تک‌ثبت‌ها با ابتدای سیگنال به منظور ایجاد امکان مقایسه چشمی سیگنال‌ها
- کاهش نرخ نمونه‌برداری سیگنال‌ها از ۸۰۰ به ۱۰۰ نمونه در ثانیه

فیلترسازی دادگان

- تمام سیگنال‌های مغزی از یک فیلتر بالاگذر با فرکانس قطع ۳db برابر ۰/۵ هرتز و یک فیلتر پایین‌گذر با فرکانس قطع ۳db برابر ۳۵ هرتز عبور داده شده‌اند. این محدوده فرکانسی مشابه (ابوطالبی، ۱۳۸۵) در نظر گرفته شده است.
- تمامی سیگنال‌های محیطی نیز از یک فیلتر Moving Average، ۲۰ نقطه‌ای عبور داده شده‌اند (CPS2, P 90).

۳- تحلیل دادگان

۳-۱- دادگان مغزی

برای تحلیل دادگان مغزی، در ابتدا به استخراج ویژگی از یک ثانیه نخست (پس از ارائه تحریک) تک‌ثبت‌های پروب تمامی شرکت‌کنندگان پرداخته شده است (ابوطالبی، ۱۳۸۵). با توجه به آنکه کانال Pz دارای بزرگ‌ترین مقدار P300 را دارد در این پژوهش، دادگان این کانال برای استخراج ویژگی مورد استفاده قرار گرفته است. ویژگی‌های استخراج شده شامل موارد زیر بوده‌اند.

² Transducer

¹ Null

ویژگی‌های شکلی-زمانی

هجده ویژگی شکلی زمانی که در ابتدا برای استخراج P600 مورد استفاده قرار گرفته و ابوطالبی (ابوطالبی، ۱۳۸۵) نیز سودمندی آنها را در تشخیص P300 نشان داده است در این پژوهش نیز مورد استفاده قرار گرفته‌اند و این ویژگی‌ها عبارتند از: ۱- تأخیر وقوع قله ۲- بیشینه دامنه ۳- نسبت تأخیر به بیشینه دامنه ۴- قدرمطلق بیشینه دامنه سیگنال ۵- قدرمطلق ویژگی (۳) ۶- مجموع سطوح مثبت زیر نمودار ۷- مجموع مقادیر منفی زیر نمودار؛ ۸- قدرمطلق ویژگی (۷) ۹- مساحت کل زیر نمودار ۱۰- قدرمطلق ویژگی (۹) ۱۱- مجموع قدرمطلق سطح زیر نمودار ۱۲- متوسط قدرمطلق شیب سیگنال ۱۳- دامنه قله تا دره سیگنال ۱۴- پنجره زمانی قله تا دره ۱۵- شیب قله تا دره ۱۶- عبور از صفر ۱۷- چگالی عبور از صفر ۱۸- تغییر علامت شیب.

ویژگی‌های فرکانسی

۱- فرکانس مد^۱: نشان‌دهنده فرکانسی است که بیشترین محتوای انرژی را در طیف توان خود داشته باشد.
 ۲- فرکانس میانه^۲: به میانه وزنی فرکانس‌های موجود در چگالی طیف توان گفته می‌شود.
 ۳- فرکانس میانگین^۳: به میانگین وزنی فرکانس‌های موجود در چگالی طیف توان گفته می‌شود.
 علاوه بر ویژگی‌های بالا، چهار ضریب مربوط به باندهای نسبی طیف توان مطابق رابطه زیر به دست می‌آیند:

$$p = \frac{\sum_{n=1}^N [Y_i(n)]^2}{\sum_{i=1}^7 [\sum_{n=1}^N [Y_i(n)]^2]} \quad (1)$$

که در آن N تعداد ضرایب مربوط به هر باند فرکانسی است. فرکانس مرکزی مربوط به باندهای فرکانسی برابر با ۵، ۱۲، ۱۹ و ۲۶ هرتز است. استفاده از این ضرایب در کاربرد دروغ‌سنجی مغزی (محمدیان و همکاران، ۱۳۹۰)، پیشنهاد شده است.

ویژگی‌های حوزه تبدیل ویولت

ویژگی‌های حوزه تبدیل ویولت برای استخراج ویژگی‌های حوزه ویولت نظیر (ابوطالبی و همکاران، ۲۰۱۰) عمل شده است. بر این اساس هر تک‌ثبت یک‌ثانیه‌ای که شامل ۲۵۶

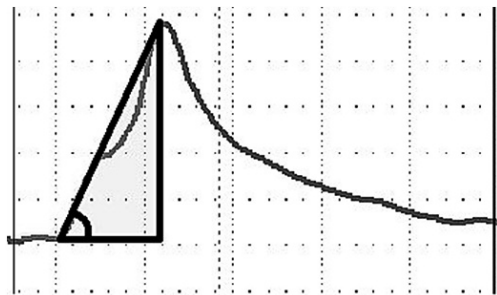
نمونه است، به پنج سطح فرکانسی تجزیه و در نتیجه شش باند فرکانسی ۱۲۸-۶۴ هرتز، ۶۴-۳۲ هرتز، ۳۲-۱۶ هرتز، ۱۶-۸ هرتز، ۸-۴ هرتز و ۴-۰/۵ هرتز ایجاد شد. به دلیل اعمال فیلتر، محدوده فرکانسی بالای ۳۵ هرتز حاوی اطلاعات مفیدی نخواهد بود. برای تجزیه سیگنال به مؤلفه‌های فرکانسی از ویولت B_Spline Quadratic استفاده شده است، نشان داده شده است این فیلتر برای کار با ERP ها مناسب است. در مجموع از هشت ضریب باند ۴-۰/۵ هرتز (دلتا (D))، هشت ضریب باند ۸-۴ هرتز (تتا (T)) و ۱۶ ضریب باند ۱۶-۸ هرتز (آلفا (A)) استفاده شده است.

۲-۳- دادگان کلاسیک (سیگنال SCR)

هنجارسازی سیگنال‌های SCR

با توجه به اینکه مقدار هدایت پوست در افراد مختلف به صورت چشم‌گیری متفاوت است لذا این سیگنال‌ها در ابتدا با روش هنجارسازی سیگنال هر فرد به انرژی سیگنال همان فرد نرمال شده‌اند (قدوسی و همکاران، ۱۳۹۲). محاسبه انرژی سیگنال SCR هر فرد از فرمول زیر صورت گرفته است (X نشان‌دهنده نمونه‌های سیگنال و E انرژی سیگنال است):

$$E = \sum_{n=1}^{Length(X)} X_n^2 \quad (2)$$



شکل ۳-۱): واکنش در سیگنال SCR و مثلث قائم‌الزاویه رسم‌شده در محل واکنش

ویژگی‌های استخراجی از سیگنال SCR

با توجه به اطلاعات موجود در شکل زمانی سیگنال SCR، برای طبقه‌بندی تعداد ۲۲ ویژگی شکلی-زمانی از هفت ثانیه نخست تک‌ثبت‌های پروب سیگنال SCR افراد خطاکار و بی‌گناه استخراج شده‌اند که چهار ویژگی نخست (قدوسی و همکاران، ۱۳۹۲) عبارتند از:

¹mode
²median
³mean

۱- طول وتر مثلث قائم‌الزاویه‌ای که در محل واکنش نسبت به سیگنال رسم می‌شود. مطابق شکل (۳-۱).

۲- مقدار تانژانت زاویه مشخص شده در مثلث قائم‌الزاویه، شکل (۳-۱)

۳- گشتاور سوم سیگنال^۱

$$S = \frac{E(X - \text{mean}(X))^3}{\text{Std}(X)^3} \quad (3)$$

X سیگنال SCR می باشد.

۴- گشتاور چهارم سیگنال^۲

$$k = \frac{E(X - \text{mean}(X))^4}{\text{Std}(X)^4} \quad (4)$$

و تعداد هجده ویژگی شکلی-زمانی استفاده شده در مورد سیگنال‌های P300 (ابوطالبی، ۱۳۸۵) که پیش‌تر به آنها اشاره شده است نیز برای استخراج ویژگی از هفت ثانیه نخست تک‌ثبت‌های SCR مورد استفاده قرار گرفتند.

۳-۳- طبقه‌بندی و روش ارزیابی

برای طبقه‌بندی دادگان ERP و SCR و تلفیقی، پس از استخراج ویژگی‌های ذکر شده از هر دسته از سیگنال‌ها و انتخاب ویژگی‌های برتر توسط الگوریتم ژنتیک، از تحلیل تفکیک‌پذیر خطی و طبقه‌بند LDA (بیزین) برای طبقه‌بندی دادگان استفاده شده است. معیار ارزیابی صحت طبقه‌بندی نیز روش LOO^۳ بوده است، به این صورت که هر بار مجموع تک‌ثبت‌های یک سوژه به‌عنوان دادگان آموزش طبقه‌بند استفاده شده و دادگان ۲۹ سوژه دیگر برای آموزش طبقه‌بند استفاده شده‌اند. این فرآیند سی‌بار (به تعداد نفرات شرکت‌کننده‌ای که دادگان آنها پس از پیش‌پردازش باقی مانده‌اند) تکرار شده و درصد صحت تک‌ثبت ارائه شده، میانگین درصد صحت‌های آزمون حاصل از این روش است. هم‌چنین برای تعیین درصد صحت خطا کار-بی‌گناه نیز از آستانه ثابت ۰/۵۰ برای جداسازی دادگان استفاده شده است؛ به این صورت که افرادی که بیش از نیمی از تک‌ثبت‌های آنها (پانزده تک‌ثبت) دارای واکنش بوده است به‌عنوان خطا کار و سایرین نیز به‌عنوان بی‌گناه برچسب‌گذاری شده‌اند (ابوطالبی و همکاران، ۲۰۰۶).

۴-۳- الگوریتم انتخاب ویژگی

در این پژوهش از الگوریتم ژنتیک به‌منظور یافتن دسته‌ویژگی بهینه استفاده شده است، بر این اساس هر کروموزوم به‌صورت رشته‌ای دودویی تعریف شده که طول هر رشته برابر با تعداد ویژگی‌های مورد بررسی است. همچنین میانگین وزن‌داری از صحت طبقه‌بندی‌کننده در تشخیص وجود یا عدم وجود واکنش در تک‌ثبت‌ها و همچنین میزان صحت جداسازی دو گروه خطا کار و بی‌گناه (با آستانه ۰/۵۰) به‌عنوان تابع برازندگی^۴، تعریف گردید. هدف نهایی این پژوهش در جداسازی دو گروه خطا کار و بی‌گناه از یکدیگر بوده است اما از سوی دیگر بهینه‌سازی عملکرد طبقه‌بند برای تشخیص تک‌ثبت نیز در راستای کاهش تعداد تکرارهای هر تحریک (برای کاهش مدت زمان کل ثبت و کاهش خستگی شرکت‌کننده) حائز اهمیت ویژه‌ای است؛ لذا ضریب ۰/۶ برای درصد صحت خطا کار-بی‌گناه و همچنین ضریب ۰/۴ برای درصد صحت تشخیص تک‌ثبت انتخاب شده است که منجر به بهینه‌سازی توأم هر دو صحت شود. همچنین لازم به ذکر است که در الگوریتم ژنتیک تعداد نسل‌ها برابر ۱۰۰، تعداد کروموزوم‌ها برابر ۸۰، نرخ جهش ۰/۰۵ و نرخ تولید مثل نیز برابر ۰/۵ در نظر گرفته شده است.

۴-۴- نتایج

۴-۱-۱- نتایج تحلیل دادگان مغزی

شکل (۴-۱) زیر میانگین تک‌ثبت‌های سیگنال‌های مغزی برای تمامی افراد بی‌گناه (الف) و خطا کار (ب) را نمایش می‌دهد.

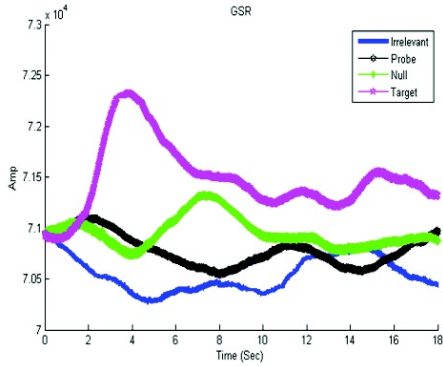
همان‌گونه که ملاحظه می‌شود در افراد بی‌گناه شکل (۴-۱ الف)، متوسط تک‌ثبت‌های پروب به متوسط تحریکات نامربوط شبیه‌تر است و در افراد خطا کار شکل (۴-۱ ب) متوسط تک‌ثبت‌های پروب به متوسط تک‌ثبت‌های هدف شباهت بیشتری دارد. ظهور مؤلفه P300 در تحریک هدف هر دو گروه و تحریک پروب افراد خطا کار نشان می‌دهد که روال کلی ثبت دادگان به‌درستی انجام پذیرفته است. از سوی دیگر، میانگین سیگنال مرتبط با تحریک پوچ نیز همانند میانگین حاصل برای تحریک‌های نامربوط بوده و اثر خاصی را در ذهن سوژه‌ها نداشته است.

¹ Skewness

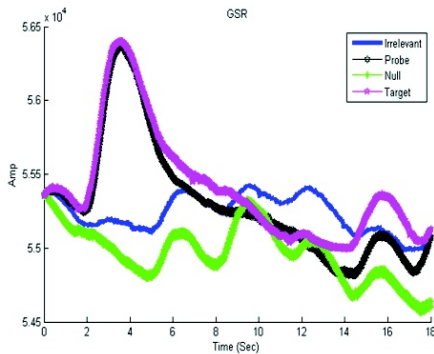
² Kurtosis

³ Leave One Out

⁴ Fitness Function



(الف)



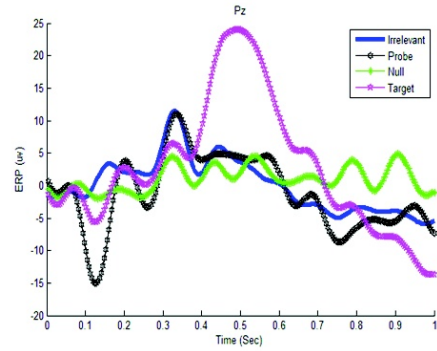
(ب)

شکل ۴-۲): میانگین تک‌ثبت‌های سیگنال SCR برای تمامی سوژه‌های بی‌گناه (الف) و خطاکار (ب)

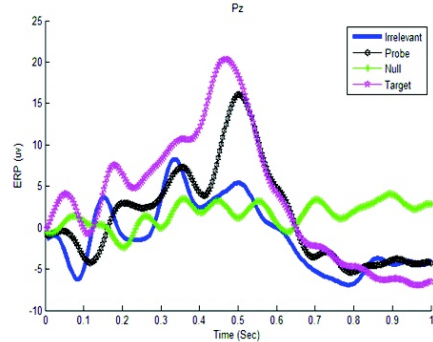
جدول ۴-۱): ویژگی‌های بهینه انتخاب‌شده از دادگان مغزی توسط الگوریتم ژنتیک

ویژگی‌های شکلی-زمانی	<ul style="list-style-type: none"> - مجموع مقادیر منفی زیر نمودار - مساحت کل زیر نمودار متوسط - قدرمطلق شیب سیگنال - پنجره زمانی قله تا دره - شیب قله تا دره
ویژگی‌های فرکانسی	<ul style="list-style-type: none"> - فرکانس مد - ضریب باند نسبی طیف توان به ازای $N=12$
ویژگی‌های حوزه تبدیل و بولت	<ul style="list-style-type: none"> - $D(500-625)*D(625-750)$ - $D(750-875)D(875-1000)$ - $T(125-250)$ - $A(563-625)$ *اعداد داخل پرانتز بیان‌گر بازه زمانی برای هر باند فرکانسی است

همان‌طور که در شکل (۲-۴) مشاهده می‌شود، در سیگنال‌های SCR مربوط به تحریک پروب افراد خطاکار، در پنج ثانیه ابتدایی پس از شروع تحریک، یک قله دیده می‌شود



(الف)



(ب)

شکل ۴-۱): میانگین تک‌ثبت‌های سیگنال‌های مغزی برای تمامی افراد بی‌گناه (الف) و خطاکار (ب)

برای طبقه‌بندی سیگنال‌های مغزی، همان‌طور که پیش‌تر اشاره شد، تعداد ۵۷ ویژگی از ثانیه نخست تک‌ثبت‌های پروب مغزی شرکت‌کنندگان استخراج شده است. در مرحله بعد به‌منظور انتخاب ویژگی‌های بهینه از الگوریتم ژنتیک استفاده شده است که تعداد سیزده عدد از این ویژگی‌ها مطابق جدول (۴-۱) به‌عنوان ویژگی‌های منتخب در طبقه‌بند مورد استفاده قرار گرفتند.

با استفاده از سیزده ویژگی یادشده در طبقه‌بند LDA و پیاده‌سازی الگوریتم LOO، صحت آشکارسازی تک‌ثبت ۷۵/۳۳٪ و همچنین با در نظر گرفتن آستانه ۵۰، صحت آشکارسازی خطاکار-بی‌گناه ۷۶/۶۷٪ حاصل شد که به معنای تشخیص صحیح ۲۳ سوژه از مجموع سی سوژه است.

۲-۴- نتایج تحلیل سیگنال‌های SCR

همانند شکل (۴-۱)، در شکل (۲-۴) نیز به رسم میانگین تک‌ثبت‌های سیگنال SCR برای تمامی سوژه‌های بی‌گناه (الف) و خطاکار (ب)، پرداخته شده است.

جدول ۴-۳): ویژگی‌های بهینه انتخاب شده از مجموع دادگان مغزی و SCR توسط الگوریتم ژنتیک

ویژگی‌های شکلی- زمانی	<ul style="list-style-type: none"> - تأخیر وقوع قله - متوسط قدرمطلق شیب سیگنال - شیب قله تا دره
ویژگی‌های فرکانسی	<ul style="list-style-type: none"> - فرکانس میانه - ضریب باند نسبی طیف توان به ازای N=5 - ضریب باند نسبی طیف توان به ازای N=19
ویژگی‌های حوزه و بولت	<p>D(0-125), D(125-250), D(375-500) D(750-875), D(875-1000) T(125-250) A(750-812), A(813-875)</p>
ویژگی‌های شکلی- زمانی SCR	<ul style="list-style-type: none"> - طول وتر مثلث قائم‌الزاویه ای شکل - مقدار تانژانت زاویه مشخص شده در مثلث قائم‌الزاویه مذکور - قدرمطلق نسبت تأخیر به بیشینه دامنه - دامنه قله تا دره سیگنال - چگالی عبور از صفر - تغییر علامت شیب

لذا در این قسمت به ترکیب تمامی ویژگی‌های استخراج شده از تک‌ثبت‌های مغزی و SCR پرداخته شده است. بدین ترتیب تعداد ۵۷ ویژگی مغزی و ۲۲ ویژگی حاصل از سیگنال‌های SCR در مجموع تعداد ۷۹ ویژگی را تشکیل دادند؛ در مرحله بعد تمامی این ویژگی‌ها به الگوریتم ژنتیک ارائه شدند و ویژگی‌های منتخب، شامل ۱۴ ویژگی مغزی و شش ویژگی SCR مطابق جدول (۴-۳) بوده‌اند. نتایج حاصل از استفاده طبقه‌بند روی این ویژگی‌ها در کنار نتایج حاصل از استفاده از روش‌های جداگانه در جدول (۵-۱) بیان شده‌اند و همان‌طور که مشخص است، درصد صحت‌های آشکارسازی تک‌ثبت و خطاکار-بی‌گناه در روش تلفیقی، نسبت به دو روش دیگر افزایش یافته است؛ اما به‌صورت محسوس می‌توان عنوان کرد که در آشکارسازی خطاکار-بی‌گناه، روش تلفیقی توانسته است که تعداد ۲۴ سوژه را به‌صورت صحیح شناسایی کند که نسبت به روش

که بیان‌گر وقوع واکنش در سوژه و هنگام پاسخ‌گویی به سؤال پروب است که با آنچه در (میجر و همکاران، ۲۰۰۶)

می‌بینیم مشابه می‌باشد. همچنین میانگین حاصل از تک‌ثبت‌های مربوط به تحریک هدف نیز در هر دو سوژه خطاکار و بی‌گناه با واکنش توأم است که ناشی از شناخت تحریک (وقوع پاسخ جهت‌گیری^۱) و فشردن کلید متفاوت در این تحریک است. همچنین تحریک‌های نامربوط و پوچ نیز منجر به هیچ واکنشی در سوژه‌ها نشده‌اند. از مجموع ۲۲ ویژگی استخراج شده از سیگنال‌های SCR، تعداد هفت ویژگی توسط الگوریتم ژنتیک انتخاب که این ویژگی‌ها در جدول (۴-۲) مشخص شده‌اند.

با استفاده از ویژگی‌های بالا درصد صحت آشکارسازی تک‌ثبت ۷۴/۴۴٪ و همچنین درصد صحت آشکارسازی خطاکار-بی‌گناه ۷۳/۳۳٪ حاصل شده است که به معنای تشخیص صحیح ۲۲ سوژه است.

۴-۳- نتایج تحلیل دادگان تلفیقی

همان‌طور که پیش‌تر نیز اشاره شد، یکی از اهداف اصلی این پژوهش در بررسی امکان افزایش درصد صحت دروغ‌سنجی تلفیقی نسبت به استفاده از روش‌های جداگانه در کنار سایر مزایای این روش‌های تلفیقی بوده است.

جدول ۴-۲): ویژگی‌های بهینه انتخاب شده از دادگان SCR توسط الگوریتم ژنتیک

ویژگی‌های شکلی- زمانی	<ul style="list-style-type: none"> - گشتاور چهارم^۲ سیگنال - تأخیر وقوع قله - قدرمطلق نسبت تأخیر به بیشینه دامنه - متوسط قدرمطلق شیب سیگنال - عبور از صفر - چگالی عبور از صفر - تغییر علامت شیب
-----------------------------	--

^۱Orienting Response
^۲Kurtosis

مغزی، در یک سوژه و همچنین نسبت به روش SCR، در شناسایی دو سوژه بهبود ایجاد کند.

۵- بحث و نتیجه‌گیری

در این پژوهش، تحریک و ثبت هم‌زمان سیگنال‌های مغزی و محیطی در حین یک آزمایش GKT و بررسی امکان افزایش درصد صحت‌های حاصل از روش تلفیقی نسبت به روش‌های جداگانه مدنظر بوده است. با توجه به این نکته که سیگنال‌های مغزی بیان‌گر فرآیند شناختی ایجادشده به‌واسطه یک تحریک هستند، درحالی‌که سیگنال‌های محیطی استرس ایجادشده در اثر تحریکی خاص را نشان می‌دهند، به نظر می‌رسد که ثبت هم‌زمان این دو دسته از سیگنال در طی یک روال GKT بتواند اطلاعات بیشتری را برای جداسازی گروه خطاکار از بی‌گناه در دست قرار دهد. از سوی دیگر با توجه به اینکه سامانه‌های دروغ‌سنجی در بعضی از موارد (هیرا و فورمیتسو، ۲۰۰۲؛ نیکایاما، ۲۰۰۲) در مورد سرنوشت یک فرد تصمیم می‌گیرند، لازم است با استفاده از روش‌های مختلف سعی در کاهش خطای تشخیص این سامانه‌ها شود. لذا استفاده از روش‌های تلفیقی نیز در راستای کاهش خطای تشخیص و همچنین برای کاهش اثر مقابله از سوی سوژه، حائز اهمیت می‌شوند.

معضلات اصلی تلفیق سیگنال‌های مغزی و محیطی عبارتند از: نخست، تفاوت موجود در منشأ ایجاد سیگنال‌های مغزی و محیطی که به ترتیب ناشی از محرک‌های شناختی و استرسی می‌باشند؛ لذا در این پژوهش با طراحی سناریوی سرقت جواهرات سعی شده است واکنش‌های فرد در هر دو زمینه برانگیخته شوند؛ و دوم آنکه، پیاده‌سازی مناسب الگوی ادبالی با هدف استخراج P300، نیازمند ISI کوچک (در محدوده ۲ ثانیه) است؛ اما این امر موجب کاهش کیفیت در تفکیک محتوایی تراسه و هم‌پوشانی زمان پاسخ در سیگنال‌های محیطی می‌شود، چون به‌عنوان مثال در مورد سیگنال SCR حداقل ده تا پانزده ثانیه زمان لازم است تا اعصاب پاراسمپاتیک واکنش فیزیولوژیک ایجاد شده را مهار کرده و سیگنال به خط پایه خود بازگردد. به‌منظور مصالحه بین دو حالت، در این پژوهش فاصله بین تحریک‌ها از دو ثانیه به سه ثانیه تغییر کرده (که سبب کمی تخریب در الگوی ادبال و سیگنال‌های P300 می‌شود) و برای جلوگیری از هم‌پوشانی‌های سیگنال‌های محیطی نیز تحریک‌های پروب و هدف با بیش‌ترین فاصله تصادفی چیده شده‌اند. برای

بررسی میزان موفقیت روش اتخاذشده در ابتدا به تحلیل جداگانه سیگنال‌های P300 و همچنین سیگنال‌های SCR از مجموعه سیگنال‌های محیطی (به‌دلیل اهمیت ویژه این سیگنال‌ها در مراجع) پرداخته شده است. برای تحلیل سیگنال‌های P300 به استخراج ۱۸ ویژگی شکلی-زمانی، ۷ ویژگی فرکانسی و ۳۲ ویژگی تبدیل ویولت از تک‌ثبت‌های پروب تمامی شرکت‌کننده‌ها پرداخته شده است و پس از استخراج تعداد ۱۳ ویژگی منتخب از مجموعه ۵۷ ویژگی نخستین توسط الگوریتم ژنتیک و استفاده از طبقه‌بند LDA، درصد صحت آشکارسازی خطاکار-بی‌گناه ۷۶/۶۷٪ حاصل شد. از سوی دیگر در مورد سیگنال‌های SCR پس از ارائه هفت ویژگی شکلی-زمانی انتخاب‌شده (از مجموع ۲۲ ویژگی اولیه توسط الگوریتم ژنتیک) به طبقه‌بند، درصد صحت آشکارسازی خطاکار - بی‌گناه ۷۳/۳۷٪ حاصل شده است.

(جدول ۵-۱): مقایسه نتایج حاصل از به‌کارگیری طبقه‌بند بر روی

انواع دادگان

صحت طبقه‌بند	صحت تک‌ثبت (%)	صحت گناهکار-بی‌گناه (%)	تعداد سوژه‌های تشخیص داده‌شده	تعداد ویژگی انتخابی
مغزی	۷۵/۳۳	۷۶/۶۷	۲۳	۱۳ از ۵۷
SCR	۷۴/۷۷	۷۳/۳۳	۲۲	۷ از ۲۲
تلفیق	۷۵/۵۵	۸۰	۲۴	۱۴ مغزی و ۶ SCR از ۷۹

در پایان به تلفیق ویژگی‌های حاصل از روش مغزی و SCR پرداخته شد. بدین ترتیب تعداد ۷۹ ویژگی اولیه حاصل شدند که پس از استفاده از الگوریتم ژنتیک، تعداد این ویژگی‌ها به بیست عدد (شامل چهارده ویژگی مغزی و شش ویژگی SCR) کاهش پیدا کرد و پس از ارائه این ویژگی‌ها به طبقه‌بند، درصد صحت آشکارسازی خطاکار-بی‌گناه ۸۰,۰۰٪ حاصل شده است که حاکی از بهبود صحت طبقه‌بندی روش تلفیقی نسبت به استفاده از روش‌های جداگانه است. در مقایسه نتایج حاصل از این پژوهش با سایر پژوهش‌های مشابه، به‌دلیل استفاده از ISI کوچک در کار حاضر، می‌توان به مقایسه آن با پژوهش‌های انجام‌شده توسط میجر و فراهانی (میجر و همکاران، ۲۰۰۶؛ دارستانی و مرادی، ۲۰۱۳) که هر

محمدیان امین، ترابی شهلا، ابوطالبی وحید، رضایا ساجده،
"تشخیص بازشناسی چهره مخفی شده مبتنی بر
مؤلفه‌شناختی P300"، ۱۳۹۰، کنفرانس مهندسی برق.

Abotalebi, V., Moradi, M.H., Khalilzadeh, M.A.. "A comparison of methods for ERP assessment in a P300-based GKT". 2006, Int. J. Psychophysiol. 62, 309 – 320.

Abotalebi, V. Moradi, M.H. Khalilzadeh, M.A. "A new approach for EEG feature extraction in P300-based lie detection," 2010, Computer methods and programs in biomedicine, pp. 48-57.

Alexander, D.M., Tengrove, D., Johnston, P. "Separating individual skin conductance responses in a short interstimulus-interval paradigm". 2005, J. Neurosci. Methods 146, 116–123.

Allen, J.J.B., Iacono, W.G. "A comparison of methods for the analysis of event-related potentials in deception detection". 1997, Psychophysiology 34, 234 – 240.

Ambach, W., Bursch, S., Stark, R., Vaitl, D. "A Concealed Information Test with Multimodal Measurements". 2010, Int. J. Psychophysiol. 75, 258 – 267.

Ambach, W., Stark, R., Peper, M., Vaitl, D. "Separating deceptive and orienting components in a Concealed Information Test". 2008, Int. J. Psychophysiol. 70, 95–104.

Barry, R.J., Feldmann, S., Gordon, E., Cocker, K.I. "Elicitation and habituation of the electrodermal orienting response in a short interstimulus interval paradigm". 1993, Int. J. Psychophysiol. 15, 247–253.

Ben-Shakhar, G., Elaad, E. "The validity of psychophysiological detection of information with the Guilty Knowledge Test: a meta-analytic review". 2003, J. Appl. Psychol. 88, 131–151.

Bradley, M.T., Janisse, M.P. "Accuracy demonstrations, threat, and the detection of deception: cardiovascular, electrodermal, and pupillary measures". 1981, Psychophysiology 18, 307–315.

Bradley, M.T., Rettinger, J. "Awareness of crime-relevant information and the Guilty Knowledge Test". 1992, J. Appl. Psychol. 77, 55 – 59.

Donchin, E., Coles, M.G.H. "Is the P300 component a manifestation of context updating?". 1988, Behav. Brain Sci. 11, 355–425.

دو از ISI کوتاه (حدود سه ثانیه) استفاده کرده‌اند پراخت. از سوی دیگر میجر و فراهانی برای جلوگیری از هم‌پوشانی سیگنال‌های SCR از الگویی به نام M-sequence استفاده کرده‌اند؛ اما در این پژوهش، چیدمان تحریک‌های پروب و هدف با بیش‌ترین فاصله تصادفی برای جلوگیری از هم‌پوشانی سیگنال‌ها صورت گرفته است. در مقایسه نتایج نیز می‌توان عنوان کرد که هر دو مطالعه به‌صورت کیفی و با تکیه بر روش‌های آماری، سعی در نشان دادن برتری روش تلفیقی نسبت به روش‌های جداگانه داشته‌اند که این نتایج به صورت کمی (مبتنی بر درصد صحت طبقه‌بندی ویژگی‌های استخراج شده از دادگان هر دو گروه خطاکار و بی‌گناه) در پژوهش حاضر نیز نشان داده شده است. با توجه به صحت‌های حاصل، می‌توان نتیجه‌گیری کرد که سناریو و پروتکل مورد استفاده، دارای کیفیت مطلوب در تحریک و ثبت هم‌زمان پاسخ‌های مغزی و محیطی در طی یک فرآیند GKT بوده است؛ لذا استفاده از روش‌های تحلیلی جامع‌تر بر روی سایر سیگنال‌ها نظیر سیگنال PPG، به‌احتمال می‌توان به صحت‌های بالاتری دست یافت که این نتایج نیز در کارهای آینده منتشر خواهند شد.

۶- مراجع

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

جیمز آلن مت، "فیزیولوژی روانی - قانونی با استفاده از پلی‌گراف"، پژوهشکده پردازش هوشمند علائم، ۱۳۸۴.

سعیدی مریم، ترابی شهلا، دانش‌کهن مرضیه، رضایا ساجده، شریفی علی. "پیاده‌سازی یک روش ثبت داده در دروغ‌سنجی مبتنی بر نگرانی و تحلیل دادگان آزمایش تحریک"، ارائه‌شده در بیست و یکمین کنفرانس مهندسی برق ایران (مشهد، ۲۴-۲۶ اردیبهشت ۱۳۹۲).

قدوسی مهرداد، نصرآبادی علی مطیع، محمدیان امین، ترابی شهلا، "کسب دانش فرد خطاکار با استفاده از پروتکل ارتقاء یافته جهت تلفیق پتانسیل‌های وابسته به رخداد مغزی و سیگنال‌های محیطی"، ارائه‌شده در بیست و یکمین کنفرانس مهندسی برق ایران (مشهد، ۲۴-۲۶ اردیبهشت ۱۳۹۲).

Matsuda, I., Nittono, H., Hirota, A., Ogawa, T., Takasawa, N. "Event-related brain potentials during the standard autonomic-based Concealed Information Test". 2009, *Int. J. Psychophysiol.* 74, 58 – 68.

Meijer, E., Smulders, F., Merckelbach, H. "Combining P300 and SCR in the detection of concealed information". 2006, *Psychophysiology* 43, 66.

Nakayama, M. "Practical use of the concealed information test for criminal investigation in Japan. In: Kleiner, M. (Ed.), *Handbook of Polygraph Testing*". Academic Press, San Diego, CA, pp. 4 9– 86

Polich, J., 1986. "Attention, probability, and task demands as determinants of P300 latency from auditory stimuli". 2002, *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 63, 251 – 259.

Rosenfeld, J.P., Angell, A., Johnson, M., Qian, J.H. "An ERP-based, control-question lie detector analog: algorithms for discriminating effects within individuals' average waveforms". 1991, *Psychophysiology* 28, 319–335.

Rosenfeld, J.P., Nasman, V.T., Whalen, R., Cantwell, B., Mazzeri, L. "Late vertex positivity in event-related potentials as a guilty knowledge indicator: a new method of lie detection". 1987, *Int. J. Neurosci.* 34, 125–129.

Rösler, F., Hasselmann, D., Sojka, B., 1987. "Central and peripheral correlates of orienting and habituation". 1987, *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. Suppl.* 40, 366–372.

Vrij, A. *Detecting Lies and Deceit: Pitfalls and Opportunities*, Wiley Series in Psychology of Crime, Policing and Law.

Duncan-Johnson, C.C., Donchin, E. "On quantifying surprise: the variation of event-related potentials with subjective probability". 1997, *Psychophysiology* 14, 456– 467.

Duncan-Johnson, C.C., Donchin, E. "The P300 component of the event-related brain potential as an index of information processing". 1982, *Biol. Psychol.* 14, 1– 52.

Elaad, E. "The challenge of the Concealed Knowledge Polygraph Test". 1998, *Expert Evid.* 6, 161 – 187.

Elaad, E., Ben-Shakhar, G. "Finger pulse waveform length in the detection of concealed information". 2006, *Int. J. Psychophysiol.* 61, 226 –234.

Farahani, E.D., Moradi, M.H. "A Concealed Information Test with Combination of ERP Recording and Autonomic Measurements". *Journal of Neurophysiology*, 2013, 45, 3, pp 223-233

Farwell, L.A., Donchin, E. "The truth will out: interrogative polygraphy ("lie detection") with event-related brain potentials". 1991, *Psychophysiology* 28, 531–547.

Farwell, L. A., and Drew C. R. "Brain fingerprinting: let's focus on the science—a reply to Meijer, Ben-Shakhar, Verschuere, and Donchin. 2013, "Cognitive Neurodynamics.

Gamer, M., Berti, S. "Task relevance and recognition of concealed information have different influence on electro-dermal activity and event-related brain potentials". 2010, *Psychophysiology* 47, 355–364.

Hira, S., Furumitsu, I. "Polygraphic examinations in Japan: applications of the guilty knowledge test in forensic investigations". 2002, *Int. J. Police Sci. Manag.* 4, 16 – 27.

Kricher, J., Raskin, D. *The Computerized Polygraph System 2*. Scientific Assessment Technologies, Inc, pp. 80-110, 2004.

Lim, C.L., Rennie, C., Barry, R.J., Bahramali, H., Lazzaro, I., Manor, B., Gordon, E., 1997. Decomposing skin conductance into tonic and phasic components. *Int. J. Psychophysiol.* 25, 97–109.

Lykken, D.T. "The GSR in the detection of guilt". 1959, *J. Appl. Psychol.* 43, 385–388.

MacLaren, V.V. "A quantitative review of the Guilty Knowledge Test". 2001, *J. Appl. Psychol.* 86, 674 – 683.



مهرداد قدوسی، در سال ۱۳۸۸ مدرک کارشناسی خود را در رشته مهندسی پزشکی با گرایش بیوالکترونیک از دانشگاه شاهد دریافت و مدرک کارشناسی ارشد خود را نیز از همان دانشگاه و در همان رشته و گرایش در سال ۱۳۹۱ اخذ کرد. موضوع پایان‌نامه کارشناسی ارشد ایشان در زمینه ترکیب سیگنال‌های مغزی و سایکوفیزیولوژیک به منظور بررسی سامانه‌های دروغ‌سنجی ترکیبی بوده است. زمینه‌های پژوهشی مورد علاقه وی پردازش سیگنال‌های حیاتی و



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 فارغ‌التحصیل دکترای مهندسی پزشکی از دانشگاه صنعتی امیرکبیر است. زمینه‌های کاری او: شناسایی الگو، پردازش تصویر و علائم زیستی است.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

a.mohammadian@aut.ac.ir



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 کرد. موضوع پایان‌نامه ارشد ایشان در زمینه طراحی سامانه دروغ‌سنجی مغزی با استفاده از پردازش غیرخطی سیگنال‌های EEG بوده است. وی هم‌اکنون در بخش تحقیقات شرکت پویندگان راه سعادت مشغول به کار است. حوزه‌های پژوهشی مورد علاقه ایشان، پردازش سیگنال EEG و کاربرد آن در سامانه‌های دروغ‌سنجی و تخمین عمق بیهوشی، شبکه‌های عصبی و شناسایی الگو هستند.

نشانی رایانامه ایشان عبارتند از:

Amir.mehrnam@gmail.com

همچنین کاربرد سیگنال‌های EEG در حوزه علوم شناختی است.

نشانی رایانامه ایشان عبارتست از:

ghodoosi@rcisp.com



علی مطیع نصرآبادی، مدرک کارشناسی خود را در رشته مهندسی برق الکترونیک در سال ۱۳۷۳ از دانشگاه صنعتی امیرکبیر و مدرک کارشناسی ارشد در رشته مهندسی

برق - مهندس پزشکی را در سال ۱۳۷۷ از همان دانشگاه اخذ کرد. ایشان در سال ۱۳۸۲ دکترای خود را در رشته مهندسی پزشکی - بیوالکتریک از دانشگاه صنعتی امیرکبیر دریافت نمود. وی هم‌اکنون دانشیار گروه مهندسی پزشکی دانشکده فنی - مهندسی دانشگاه شاهد است. زمینه‌های پژوهشی مورد علاقه ایشان، پردازش سیگنال‌های EEG و ERP در بررسی حالات ذهنی و BCI، بازنمایی ارتباطات مؤثر در مغز، پردازش آشوب‌گونه و زمان-فرکانس سیگنال‌های حیاتی، شبکه‌های عصبی، شناسایی الگو و مدل‌سازی سامانه‌های بیولوژیک است.

نشانی رایانامه ایشان عبارتست از:

nasrabadi@shahed.ac.ir



شهلا ترابی، در سال ۱۳۸۵ در مقطع کارشناسی رشته مهندسی پزشکی (گرایش بالینی)، از دانشگاه صنعتی امیرکبیر فارغ‌التحصیل شده است؛ سپس تحصیلات خود را با

فارغ‌التحصیلی از همین دانشگاه و همین رشته (گرایش بیوالکتریک)، در سال ۸۸ در مقطع کارشناسی ارشد ادامه داده است. وی از سال ۸۸ به‌عنوان پژوهش‌گر ارشد در گروه پردازش علائم زیستی در پژوهشکده پردازش هوشمند (پژوهشگاه خواجه نصیرالدین طوسی) مشغول فعالیت بوده است و از سال ۹۱ تاکنون در سمت معاون گروه فعالیت دارد. همچنین در سال ۹۱ و سال ۹۳ به‌عنوان پژوهشگر برتر گروه از وی تقدیر شد. زمینه مورد علاقه وی پردازش علائم حیاتی (سیگنال گفتار، سیگنال‌های محیطی و نیز ERP) می باشد.

نشانی رایانامه ایشان عبارتست از:

Shahlat5024@gmail.com