تشخیص دروغ بر مبنای سیگنال‌های فوتوپلتیسموگراف و مقاومت الکتریکی پوست با استفاده از شبکهٔ عصبی

محمدامین یونسی هروی[1]، محمّد علی خلیل زاده[2]، رسول صرافان[3] و مهدی آذرنوش[2]
[1]دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی، گروه علوم پایه پزشکی، بجنورد، ایران
[2]دانشگاه آزاد اسلامی، واحد مشهد، گروه مهندسی پزشکی، مشهد، ایران
[3]دانشگاه علوم پزشکی مشهد، بیمارستان خاتم الانبیاء (ع)، مشهد،ایران

چکیده

هدف این تحقیق طراحی سامانه‌ای جهت تشخیص دروغ است. بارزترین اثر استرس ناشی از دروغ، بر روی سامانهٔ گردش خون و همچنین از طریق تعریق ظاهر می‌شود، از این رو سیگنال‌های هدایت الکتریکی پوست و فوتوپلتیسموگراف برای رسیدن به این هدف مورد استفاده قرار گرفتند. ثبت سیگنال‌ها از طریق سامانه پلی‌گرافی و با استفاده از آزمون قیاسی برای بیست مرد انجام شد. پس از ثبت سیگنال‌ها، ویژگی‌هایی در حوزهٔ زمان و فرکانس از دو سیگنال استخراج شد. با اعمال ویژگی‌های استخراجی به تفکیک‌کنندهٔ خطّی LDA و همچنین شبکهٔ عصبی MLP و Elman دسته‌بندی داده‌ها در دو حالت راست‌گو و دروغ‌گو انجام شد. بهترین نتایج با استفاده از شبکهٔ عصبی Elman و درصد صحت تفکیک ۸۷ درصد به‌دست آمد. بنابراین در این مطالعه روش جدیدی بر اساس سیگنال‌هایی با ثبت آسان و هزینهٔ تشخیصی کم‌تر برای سامانه‌های غربال‌گری دروغ‌سنجی ارائه و ارزیابی شده است.

واژگان کلیدی: دروغ‌سنجی، هدایت الکتریکی پوست، فوتوپلتیسموگراف، شبکهٔ عصبی.

۱- مقدّمه

شمار زیادی از سازمان‌های دولتی کشورهای جهان مانند وزارت دفاع و وزارت امنیت کشور به‌طورمعمول برای غربال‌گری کارمندان و متقاضیان موقعیت‌های حساس از دروغ‌سنج استفاده می‌کنند و این سازمان‌ها همواره به‌دنبال روش‌های کارآمدتر برای تشخیص جرائم هستند[Gamer, et al, 2008, Abrams, 2006]. روش‌های معمول بر مبنای سنجش استرس و اضطراب در اِنکار دروغ طراحی شده‌اند. ازجملهٔ این روش‌ها تشخیص دروغ از روی مشخّصه‌های گفتاری در طی صحبت است. در این سامانه‌ها وابستگی ویژگی‌های مختلفی از صدا با میزان استرس بررسی شده است-[Gadallah, et al 1999 ,Gomez, et al 2004,]. در این روش میزان استرس در قسمت‌های مختلف گفتار به‌صورت دستی نمره‌دهی می‌شود و آماده‌سازی روان‌شناختی سوژه برای اجرا بسیار ضروری است. روش ثبت قطر مردمک چشم[1] نیز با تکیه بر ارتباط قطر مردمک چشم با میزان استرس فرد، یک روش دروغ‌سنجی است[Lubow, et al 1996]. بدین منظور در طی یک آزمایش روان‌شناسی ضمن ثبت قطر مردمک چشم در هنگام پاسخ به سؤالات مختلف، به بررسی ارتباط آن با حالت فریب پرداخته می‌شود. روش حرکات پرشی چشم[2] یکی دیگر از روش‌هایی است که به‌عنوان مشخّصه‌ای از حالت فریب معرّفی شده است. درنتیجهٔ این تحقیق، اگر چه همبستگی بین پرش‌های چشم و حالت فریب تا حدّی تأیید شد، ولی قابلیت آن برای دروغ‌سنجی نسبت به دیگر روش‌های مورد استفاده، ضعیف ارزیابی شده‌است[Stern, et al 1996]. روش تصویربرداری حرارتی[3] نیز یکی از روش‌هایی است که از صورت سوژه در طی پرسیدن سؤالات، تصویربرداری انجام می‌دهد. افراد

[1] Pupilometry
[2] Saccadic Eye Movementt
[3] Thermal Imaging

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

خطاکار به‌خاطر استرس دارای افزایش میزان جریان خون اطراف چشم خواهند بود که در تصویربرداری گرمایی به‌صورت نقاط گرم ظاهر می‌شود، درحالی‌که در افراد بی‌گناه اطراف چشم همچنان سرد باقی می‌ماند[Pavalidis, et al 2002,Tsimystizis et al 2007, Derakhshan et al 2009].

پیاده‌سازی این روش نیازمند دوربین‌های مادون قرمز بسیار حساس است. دروغ‌سنجی با استفاده از سیگنال‌های مغزی نیز روشی است که از ویژگی‌های استخراج‌شده از سیگنال مغزی و با پردازش‌های آنها، صحّت اظهارات اشخاص تعیین شده است. [Fabiani et al, 2000]. این روش نیازمند ثبت مناسب و پردازش‌های پیچیده‌ای است. پلی‌گرافی کلاسیک پرکاربردترین روش دروغ‌سنجی است که برای انجام بازجویی و آزمون‌های استخدامی مورد استفاده قرار می‌گیرد و درواقع یک روش تشخیص استرس است. ایدهٔ به‌کار گرفته‌شده در این روش بدین صورت است که هنگامی که سوژه به یکی از سؤالات، پاسخ نادرست می‌دهد، به‌علّت استرس و اضطرابی که از رسواشدن دارد، سامانهٔ عصبی خودکار او به‌کار می‌افتد و علائم آن در مشخّصه‌های فیزیولوژیکی بدن او ظاهر می‌شود. بنابراین با ثبت این مشخّصه‌ها و بررسی تغییرات آنها می‌توان حالت استرس فرد و درنتیجه پاسخ‌های نادرست او را تشخیص داد. پارامترهای فیزیولوژیکی مختلفی برای این بررسی قابل طرح هستند. در نخستین سامانهٔ دروغ‌سنجی طرح شده که در سال ۱۸۹۵ توسط *لومبروسو* ابداع شد، از پارامترهای فشار خون و نرخ ضربان قلب استفاده شده بود. بعدها در سال ۱۹۲۱، *جان لارسون* نرخ تنفس را نیز به این سامانه اضافه کرد و بالاخره با اضافه‌شدن هدایت الکتریکی پوست[1] به این سامانه که در سال ۱۹۳۹ و توسط *لئونارد کیلر* انجام شد، سامانه‌های پلی‌گرافی به‌لحاظ فنی به شکل استاندارد امروزی خود تبدیل شدند[Horvath et al 1978, Olsen et al 1997, Horvath et al 1979].

بنابراین سیستم‌های پلی گراف با ثبت این سیگنال‌ها و بررسی تغییرات آنها می‌توانند حالت استرس فرد و درنتیجه پاسخ‌های نادرست او را تشخیص دهند. اکثر سامانه‌های مذکور بر اساس روش‌های آزمایشگاهی است. در این نوع روش‌ها که درواقع روشی قیاسی است، از فرد خواسته می‌شود جرمی ساختگی مرتکب شود و سپس انجام آن را انکار نمایند. حُسن کارهای آزمایشگاهی این است که برچسب سؤالات (استرس زیاد/ استرس کم) مشخّص است.

در روش‌های آزمایشگاهی ذکرشده در بالا توجّه به دو عامل ثبت آسان و هزینهٔ کم بسیار مورد توجه است. از بین روش‌های مذکور اگرچه پلی‌گرافی کارآمدترین روش بوده و با سخت‌افزار ساده‌تر و کم هزینه‌تر به تشخیص دروغ از طریق سنجش استرس می‌پردازد، امّا در این روش چهار یا پنج سیگنال هم‌زمان ثبت و تحلیل می‌شوند که این امر پیچیدگی در سامانهٔ ثبت را به‌وجود می‌آورد. طبق نتایج به‌دست آمده از آزمایش‌های گوناگون در هنگام استرس با فعال‌شدن پاسخ "نبرد یا فرار" در بدن، ضربان قلب، حجم خون و فشار خون بالا رفته و فرد شروع به تعریق می‌کند[Horvath et al 1978]. بر این اساس سیگنال‌های حجم خون[2] و هدایت الکتریکی پوست بیشترین وابستگی را به حالات روانی افراد و به‌خصوص استرس دارند [Abrams et al 2006, Horvath et al 1979]. در این تحقیق به طراحی یک سامانه دروغ‌سنجی پلی‌گراف تنها با استفاده از دو سیگنال پرداخته شده‌است. برای این منظور با ثبت دو سیگنال فتوپلتیسموگراف و هدایت الکتریکی پوست، ویژگی‌هایی در حوزهٔ زمان و فرکانس از دو سیگنال استخراج شده و بر اساس آزمون آماری t ویژگی‌های مؤثر از بین کل ویژگی‌های استخراجی انتخاب شده است. با اعمال ویژگی‌ها به ورودی شبکهٔ خطّی و شبکه‌های عصبی MLP و Elman صحّت اظهارات شخص بررسی شده است. بنابراین سامانه‌ای با هزینهٔ تشخیصی ارزان‌تر و نحوهٔ ثبت آسان‌تر برای تشخیص صحت اضهارات شخص مورد ارزیابی قرار گرفته است.

۲- روند ثبت و تحلیل داده‌ها

روند تحلیل داده‌ها شامل پیش‌پردازش، استخراج ویژگی، انتخاب ویژگی بهینه و دسته‌بندی داده‌هاست. به‌طوری که پس از ثبت داده‌ها با فیلترسازی، عوامل ناخواسته موجود در سیگنال فوتوپلتیسموگراف و هدایت الکتریکی پوست را حذف و سیگنال برای استخراج ویژگی آماده شد. سپس با استخراج ویژگی‌ها و انتخاب ویژگی بهینه با استفاده از دسته‌بندی‌کننده‌های خطی و همچنین شبکهٔ عصبی به بررسی صحت تفکیک برای تشخیص استرس پرداخته شد. کلیهٔ مراحل در نرم افزار مطلب[3] پیاده‌سازی شد.

[1] Galvanic Skin Response (GSR)

[2] PhotoPlethysmoGraph (PPG)

[3] MAThematical LABoratory Software Version 7.6

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

۲-۱ مجموعه داده

۲۰ مرد با متوسط سنی۳۶سال در این پژوهش شرکت داشتند. نمونه‌ها حداقل دارای مدرک دیپلم متوسطه و حداکثر مدرک کارشناسی بودند. متوسط تعداد ضربان قلب افراد ۶±۸۵ در دقیقه بود. هیچ یک از افراد مورد مطالعه بیماری روانی یا مشکلات سایکوفیزیولوژی نداشتند. داده‌های این تحقیق شامل ثبت سیگنال‌های فتوپلتیسموگراف و هدایت الکتریکی پوست، براساس آزمون اوج تنش[1] است. در آزمون اوج تنش اجرا شده، افراد از بین پنج شیء (انگشتر، پول، النگو، سکه، ساعت) به‌صورت تصادفی یکی را انتخاب کردند و در زمان آزمون در پاسخ به تمام سؤالات، پاسخ منفی ارائه دادند. درنتیجه در مورد یکی از سؤالات یعنی همان شیء انتخابی، دروغ‌گویی توسط فرد انجام و افزایش استرس ایجاد شد. نحوهٔ ارائهٔ سؤال‌ها نیز با نام‌بردن اشیا توسط کاربر و انکار افراد در دیدن شیء انجام شد. بین هر سؤال حداقل بیست ثانیه فاصله زمانی برای ثبت تحریکات درنظرگرفته شده است. تمام گزینه‌های آزمون سؤالات مربوط هستند، به‌جز سؤال اوّل که به‌طورمعمول یک سؤال خنثی پرسیده می‌شود. در این مطالعه تصویر مداد به‌عنوان سؤال خنثی درنظرگرفته‌شد. بین هر سؤال حداقل بیست ثانیه فاصله زمانی برای ثبت تحریکات در نظر گرفته شده است. پس از سه بار ثبت که در هر یک، محل سؤالات مربوط تغییر می‌کند، داده‌ها به‌صورت قیاسی (در این نوع مطالعات سوژه در شرایط به‌طورکامل آزمایشگاهی تحت آزمون پلی‌گرافی قرار می‌گیرد) جمع‌آوری شدند. سیگنال‌ها در اتاقی با دمای ۲۵ درجه و به‌دور از آلودگی‌های صوتی و تصویری با استفاده از سیستم پلی‌گرافی استاندارد[2] ثبت و با فرکانس نمونه‌برداری پنجاه هرتز در رایانه ذخیره شد. سیگنال فتوپلتیسموگراف از انگشت دست و هدایت الکتریکی پوست با دو الکترود از کف دست ثبت شدند. برای جدّی گرفتن آزمایش‌ها بر روی افراد، به سوژه‌ها گفته‌شده‌بود که درصورت عدم شناسایی دروغ توسط کاربر و سامانه در آزمون، یک فلش دو گیگا بایتی به آنها جایزه داده می شود. همچنین برای انجام آزمون، از طریق یک مصاحبهٔ قبل از آزمون، یک سطح استرس اولیه در فرد القا شد و براساس این مصاحبه شرایط روانی سوژه به‌گونه‌ای آماده شد که تغییر میزان استرس سوژه در هنگام پاسخ‌دادن، فقط برای سؤال دروغ باشد. مصاحبهٔ اوّلیه شامل پرسیدن اطلاعات دموگرافیک و آگاه‌کردن فرد از تشویق درنظرگرفته‌شده‌بود.

۲-۲ پیش‌پردازش بر روی داده‌ها

جهت پردازش مناسب سیگنال، اوّلین گام حذف عوامل ناخواسته در سیگنال‌هاست تا به‌طور صحیح سیگنال از عوامل مداخله‌ای و انواع اغتشاشات پالایش گردد. به همین سبب برای حذف آرتیفکت‌های فرکانس بالا و حذف تداخل برق شهر، حذف آرتیفکت‌های فرکانس پایین ناشی از جابه‌جایی یا حرکت سوژه از فیلترهای مناسب استفاده شد. حذف عوامل ناخواسته در سیگنال فوتوپلتیسموگراف با فیلتر میان‌گذر در محدودهٔ فرکانسی ۰/۳ تا ۲۰ هرتز و حذف عوامل ناخواسته در سیگنال هدایت الکتریکی پوست با فیلتر میان‌گذر در محدودهٔ فرکانسی ۰/۱ تا ۱۰ هرتز انجام شد[Younessi et al 2010, Younessi et al 2011].

۲-۳ استخراج ویژگی

پس از حذف عوامل ناخواسته، سیگنال‌های هر فرد با میانگین ۰ و واریانس ۱ استاندارد شده و ویژگی‌هایی از دو سیگنال در حوزهٔ زمان و فرکانس استخراج شد.

۲-۳-۱- ویژگی های زمانی

ویژگی‌های زمانی اطّلاعاتی از دامنهٔ سیگنال و محتویات آن در حوزهٔ زمان در اختیار قرار می‌دهد. برای سیگنال هدایت پوستی در فاصلهٔ بین ۰/۵ تا ۱۳/۵ ثانیه پس از شروع سؤال، بزرگ‌ترین اختلاف میان حداقل دامنهٔ سیگنال و بیشترین دامنه‌هایی که پس از آن اتفاق می‌افتد، آشکار شد. چنانچه در بازهٔ مذکور سیگنال به‌طورکامل یک‌نوا و نزولی باشد، مقدار ویژگی برای آن سؤال صفر درنظرگرفته خواهدشد. ویژگی استخراجی برای سیگنال فوتوپلتیسموگراف باید حاوی اطلاعات مربوط به بیشترین کاهش در دامنهٔ پالس‌ها از دو ثانیه پس از شروع سؤال باشد. برای استخراج این ویژگی ابتدا دامنه‌های بالارونده پالس‌ها در فاصلهٔ یک‌ثانیه قبل از شروع سؤال تا بیست‌ثانیه پس از شروع سؤال محاسبه و به‌عنوان معیار اوّل از دامنه‌های پالس‌ها در فاصلهٔ یک‌ثانیه قبل از شروع تا دوثانیه پس از شروع سؤال میانگین می‌گیریم. این حد آستانهٔ اوّل THR1 نام‌گذاری شد. سپس در بازهٔ دوثانیه پس از شروع سؤال تا بیست‌ثانیه پس از آن، محلی که دامنهٔ پالس از THR1 کمتر باشد، شناسایی و در

[1] Peak Of Tension(POT)
[2] Classic Polygraphy System(CPS)

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

این محل بین آخرین سه دامنه، بیشینهٔ آنها به‌عنوان معیار دوم در THR2 ذخیره می‌شود. حال دامنه‌ها را تا جایی‌که کمتر از 1.15*max(THR1,THR2) باشند بدست آورده، اختلاف کمینهٔ آن از مقدار اوّل به‌عنوان ویژگی درنظرگرفته شد. جدول ۱ متوسط ویژگی‌های زمانی استخراج شده از دو سیگنال را نشان می‌دهد. همان‌طور که از جدول ۱ مشاهده می‌شود، تغییرات ویژگی‌های زمانی در سؤال۳، که سؤال هدف است نسبت به سؤالات غیر هدف تفاوت زیادی داشته و نشان دهندهٔ تغییرات ویژگی زمانی در حین ایجاد استرس ناشی از دروغ است. این تغییرات در سیگنال فوتوپلتیسموگراف بیشتر مشهود است.

جدول ۱ : متوسط ویژگی‌های زمانی استخراج شده از سیگنال‌ها

ویژگی زمانی از سیگنال حجم خون مویرگی	ویژگی زمانی از سیگنال هدایت الکتریکی پوست	شمارهٔ سؤال
۰/۴۱۸±۰/۲۷	۰/۰۴۹±۰/۰۶	۱ (خنثی)
۰/۵۷۳±۰/۳۵	۰/۱۱۲±۰/۱۹	۲ (غیر هدف)
۰/۹۶۳±۰/۷۲	۰/۹۶۶±۰/۳۱	۳ (هدف)
۰/۹۲۱±۰/۴۱	۰/۳۳۹±۰/۳۳	۴ (غیر هدف)
۰/۶۰۶±۰/۳۸	۰/۳۹۱±۰/۲۷	۵ (غیر هدف)

۲-۳-۲- ویژگی‌های فرکانسی

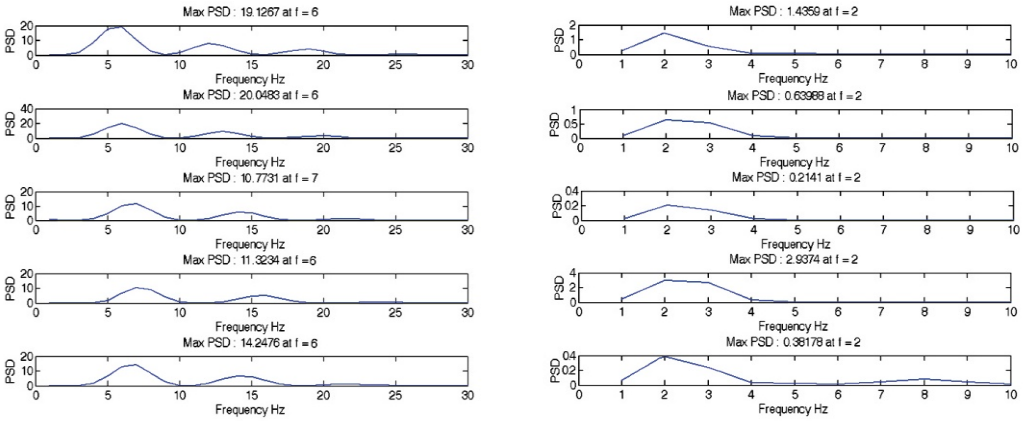
در اغلب موارد اطّلاعاتی که در حوزهٔ زمان به‌راحتی قابل نمایش نیستند، در حوزهٔ فرکانس به‌راحتی مشاهده می‌شوند. اگر چه از روی شکل ظاهری سیگنال نیز می‌توان تغییرات را مشاهده کرد، امّا با مطالعه محتوای فرکانسی به اطلاعات بیشتری از سیگنال پی خواهیم برد. طیف فرکانسی یک سیگنال، عناصر فرکانسی آن سیگنال است که نشان می‌دهد در آن سیگنال چه فرکانس‌هایی موجود است؛ اگر متغیرهای یک سیگنال به‌سرعت تغییر کنند می‌گوییم که فرکانس بالا است و اگر تغییرات آنها نرم باشد می گوییم فرکانس پایین است [Boualem 1990] . مشاهدهٔ محتویات فرکانسی سیگنال‌ها از چگالی طیف توان که درواقع مقدار توان در هر واحد فرکانس است، صورت گرفت. برای این منظور چگالی طیف توان با روش پریودگرام[1] برای دو سیگنال محاسبه و از آن حداکثر دامنهٔ طیف توان و فرکانسی که در آن دامنهٔ طیف توان حداکثر شده است، به‌عنوان دو ویژگی فرکانسی برای سیگنال‌ها استخراج شد. نتایج حاصل از استخراج ویژگی‌های فرکانسی بر اساس چگالی طیف توان نیز نشان‌دهندهٔ تغییرات ویژگی‌های فرکانسی در حین دروغ‌گویی است. برای سیگنال فتوپلتیسموگرافی، محدودهٔ باند فرکانسی از ۰/۳ تا ۲۵ هرتز و برای سیگنال مقاومت الکتریکی پوست ۰/۱ تا ۱۰ هرتز درنظرگرفته شد. آنچه مشخّص است، تغییر مشهود دامنه و فرکانس سؤال هدف در مقایسه با سؤالات دیگر است. در شکل ۱ ویژگی‌های فرکانسی دو سیگنال برای یک نمونه در سؤال‌های پرسیده شده، مشاهده می‌شود. در بالای شکل مقادیر مربوط به ویژگی‌های فرکانسی برای هر سؤال ذکر شده است. این ویژگی ها با Max PSD و F نشان داده شده که درواقع ماکزیمم دامنه طیف توان و فرکانس دامنه ماکزیمم در طیف توان است. همان‌طور که از شکل ۲ سمت چپ مشاهده می‌شود در سیگنال فتوپلتیسموگراف در سؤال هدف (سطر سوم شکل) علاوه‌بر تغییر مقدار دامنهٔ طیف فرکانسی، فرکانس وقوع دامنهٔ بیشینه نیز تغییر کرده و درواقع طیف فرکانسی سؤال هدف، کمی جابه‌جا شده است. این روند در نمونه‌های دیگر نیز مشهود بود. از شکل ۲ سمت راست مشاهده می‌شود که طیف توان سیگنال هدایت الکتریکی پوست تغییرات دامنه در سؤالات هدف (سطر سوم شکل) و سایر سؤالات متفاوت بوده؛ امّا جابه‌جایی طیف فرکانسی در سؤال هدف برای تمامی سوژه‌ها دیده نشد. شکل ۲ نمایش زمان فرکانس سیگنال‌ها برای پنج سؤال را نشان می‌دهد و از طریق آن می‌توان موضع زمانی مؤلّفه‌های یک طیف فرکانسی خاص را مشاهده کرد. با توجّه به شکل تغییرات مؤلّفه‌های زمانی و فرکانسی سیگنال‌ها در سؤال سه که سؤال هدف است نسبت به سایر سؤالات متفاوت است. در شکل ۲ (A) که تغییرات زمان فرکانس سیگنال فوتوپلتیسموگراف مشاهده می‌شود که در سؤال سه که سؤال هدف است، مؤلّفه‌های فرکانسی در زمان‌های مختلف شدت رنگ بیشتری داشته و نشان‌دهندهٔ افزایش شدت مولفه های فرکانسی است. علاوه‌بر آن الگوی تغییرات در سؤال سه متفاوت از سؤال‌های دیگر است. در شکل ۲ (B) که تغییرات زمان فرکانس سیگنال هدایت الکتریکی پوست مشاهده می‌شود که در سؤال سه که سؤال هدف است، مؤلّفه‌های فرکانسی در زمان‌های مختلف شدّت رنگ کمتری داشته و نشان‌دهندهٔ کاهش شدّت مؤلّفه‌های فرکانسی است.

[1] Periodgram

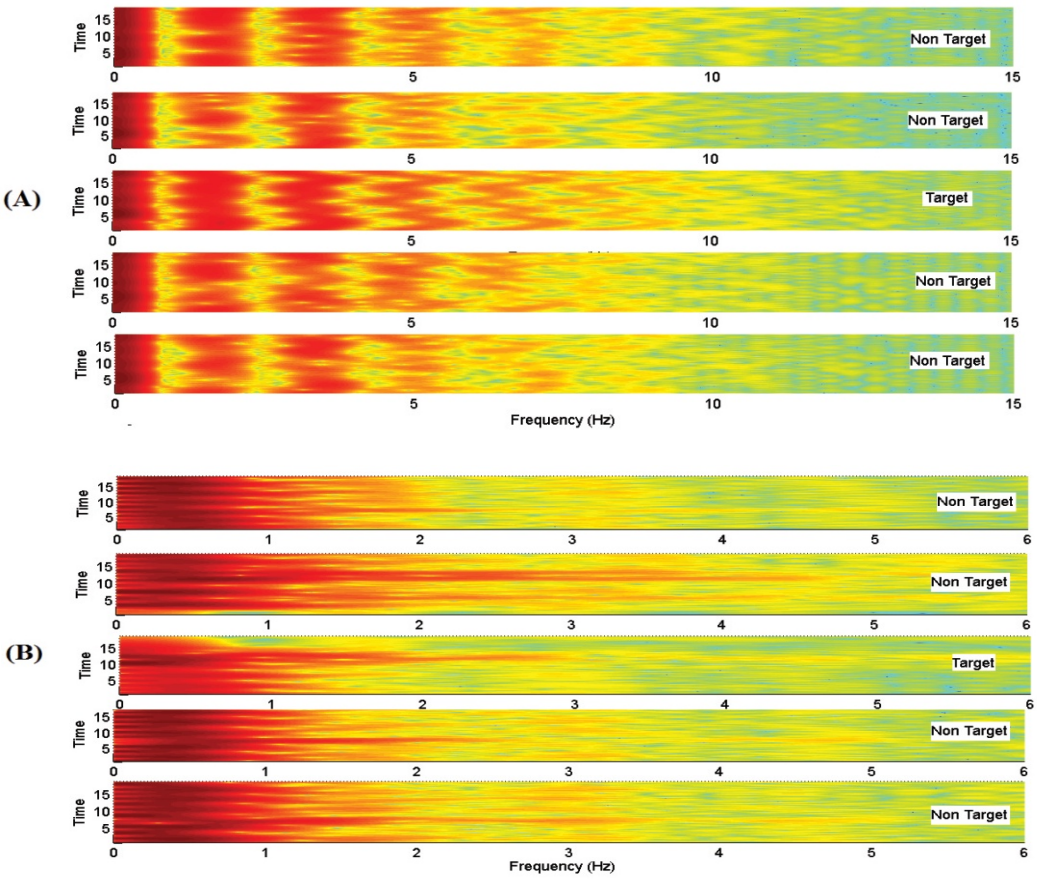
[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-04]

۲-۴ ارزیابی ویژگی‌ها

به‌منظور تحلیل ویژگی‌های استخراج‌شده و بررسی این‌که تا چه میزان ویژگی‌های استخراج‌شده قادر به تشخیص دروغ هستند، ابتدا هر یک از ویژگی‌ها با میانگین صفر و واریانس یک، استاندارد شده، سپس به تحلیل آماری ویژگی‌های استخراج‌شده پرداخته‌شد. برای تشخیص ویژگی‌هایی که بیشترین اختلاف معنی‌دار را در پاسخ به تحریک داشته‌اند، از آزمون t استفاده شد. با به‌کارگیری آزمون t برای ارزیابی ویژگی‌های استخراجی، میانگین مقادیر سه ویژگی در بین دو گروه معنی‌دار بود ($P<0/05$). بنابراین ویژگی‌های بهینه، ویژگی زمانی در سیگنال هدایت الکتریکی پوست و دو ویژگی فرکانسی در سیگنال فوتوپلتیسموگراف یعنی بیشینهٔ دامنهٔ طیف توان و فرکانسی که در آن دامنه طیف توان بیشینه شده است، به‌دست آمد.



شکل ۱: سمت چپ ویژگی‌های فرکانسی استخراجی از سیگنال حجم خون، سمت راست ویژگی‌های فرکانسی استخراجی از سیگنال مقاومت الکتریکی پوست، سؤال هدف (سطر سوم شکل) است.



شکل ۲: (A) نمایش زمان فرکانس از سیگنال حجم خون،(B) نمایش زمان فرکانس از سیگنال مقاومت الکتریکی پوست

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

جدول ۲: نتایج حاصل از تفکیک سؤال هدف (دروغ) از غیر هدف (راست) با استفاده از روش LDA

درصد تفکیک نهایی	هدف	غیرهدف	سؤال	نوع ویژگی‌ها
٪۷۳/۷۵	۷۰ (٪۲۹/۱۷)	۱۷۰ (٪۷۰/۸۳)	غیرهدف	اعمال کل ویژگی‌ها
	۴۶ (٪۷۶/۶۷)	۱۴ (٪۲۳/۳۳)	هدف	
٪۸۰/۴۵	۵۰ (٪۲۰/۸۰)	۱۹۰ (٪۷۹/۲۰)	غیر هدف	اعمال ویژگی‌های بهینه
	۴۹ (٪۸۱/۷۰)	۱۱ (٪۱۸/۳۰)	هدف	

۲-۵ طبقه‌بندی داده‌ها

هدف نهایی در هر مسألهٔ شناسایی الگو، تفکیک مجموعه‌ای از نمونه‌ها به دو یا چند دستهٔ مختلف است. در این تحقیق نیز هدف تفکیک سؤالات هدف (دروغ) از غیر هدف (راست) است. بنابراین نیازمند یک ابزار برای طبقه‌بندی داده‌ها هستیم. ابزار طبقه‌بندی، فضای ورودی و خروجی مسأله و ارتباط بین آنها را از روی یک سری دادهٔ آموزشی یاد می‌گیرد. در این پژوهش از تفکیک‌کنندهٔ خطّی LDA[1] و شبکهٔ عصبی MLP[2] و شبکهٔ عصبی Elman استفاده شد.

۲-۵-۱- استفاده از تفکیک‌کننده LDA

LDA روشی به‌طور کامل خطّی است و با تعیین تابع خطّی متشکل از ویژگی‌ها، تفکیک بین دسته‌های مختلف را انجام می دهد [Duda et al 2000, McLachlan 2004]. در مرحلهٔ نخست با اعمال ویژگی‌های انتخاب‌شده به‌عنوان ورودی به دسته‌بندی‌کنندهٔ خطّی نتایج طبقه‌بندی و درصد صحت تفکیک‌کننده محاسبه شد. آموزش شبکهٔ خطی با استفاده از روش LOO[3] و با درنظرگرفتن فاصلهٔ ماهالانوبیس[4] انجام گردید. بر این اساس با بیرون گذاشتن داده‌های یک نفر از بیست نفر، با بقیهٔ داده‌ها، تعلیم شبکه انجام شده است. نتایج تفکیک‌کنندهٔ خطی در دو حالت، یکی با اعمال کل ویژگی‌ها به‌عنوان ورودی به شبکه و در حالت دیگر اعمال ویژگی‌های بهینهٔ استخراج‌شده از آزمون T به آن محاسبه شد. جدول دو نتایج پیاده‌سازی را نشان می دهد. بر اساس جدول دو معیارهای طبقه‌بندی که شامل معیار حساسیت[5] (نسبت تشخیص موارد غیرعادی به کل حالات غیرعادی)، معیار اختصاصی‌بودن[6] (نسبت تشخیص موارد عادی به کل حالات عادی) استخراج شدند. با اعمال کل ویژگی‌ها حساسیت ۷۰/۸۳ و اختصاصی‌بودن برابر ۷۶/۶۶ محاسبه شد. با اعمال ویژگی‌های بهینه به شبکهٔ خطی حساسیت ۷۹/۱۶ و اختصاصی‌بودن ۸۱/۶۶ به‌دست آمد. همچنین در هر دو حالت اختصاصی‌بودن نسبت به حساسیت بیش‌تر است و تشخیص سؤالات دروغ برای سوژه‌ها با درصد بالاتری انجام شده است.

۲-۵-۲- استفاده از شبکهٔ عصبی MLP

شبکه‌های عصبی برای حلّ مسائل یادگیری در زمینه‌های گوناگون به‌کار برده شده‌اند. با به‌کاربردن داده‌های موجود، شبکه، روابط بین ورودی – خروجی، را یاد می‌گیرد. این روابط می‌توانند به‌طور کامل غیرخطّی باشند. بنابراین شبکه‌های عصبی، مدل‌های رگرسیون پیچیدهٔ غیرخطی هستند که ساختار آنها به‌صورت تجربی معین می‌شود. شبکه‌های MLP یکی از انواع پرکاربرد شبکه‌های عصبی مصنوعی هستند؛ چرا که قابلیت زیادی داشته و از ساختمان ساده‌ای نیز برخوردارند. این شبکه دارای لایه‌های مخفی است و تعداد گره‌های لایهٔ مورد نظر دلخواه است. پرسپترون چندلایه که با الگوریتم پس‌انتشار[7] آموزش داده شود به تابع جداسازی بهینه تعریف‌شده با تئوری بیزین نزدیک است. قاعده فراگیری شبکه را قاعدهٔ دلتا یا قاعدهٔ پس‌انتشار می‌گویند.

جدول ۳: نتایج حاصل از تفکیک سؤال هدف (دروغ) از غیر هدف (راست) با استفاده از شبکهٔ عصبی MLP

درصد تفکیک نهایی	هدف	غیرهدف	سؤال	نوع ویژگی‌ها
٪۸۴/۱۶	(٪۱۶/۶۷) ۴۰	(٪۸۳/۳۳) ۲۰۰	غیرهدف	اعمال کل ویژگی‌ها
	۵۱ (٪۸۵)	۹ (٪۱۵)	هدف	
٪۸۵	(٪۱۶/۶۷) ۴۰	(٪۸۳/۳۳) ۲۰۰	غیر هدف	اعمال ویژگی‌های بهینه
	(٪۸۶/۶۷) ۵۲	(٪۱۳/۳۳) ۸	هدف	

[1] Linear Discriminant Analysis (LDA)
[2] Multi Layer Perceptron (MLP)
[3] Leave One Out (LOO)
[4] Mahalanobis Distance
[5] Sensitivity
[6] Specificity
[7] Back Propagation

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

قاعدهٔ دلتا مقدار تابع خطا را محاسبه کرده و آن را به عقب از یک لایه به لایهٔ پیشین آن انتشار می‌دهد و سعی می‌کند تابع خطا را با میزان‌کردن ضرایب وزنی شبکه، کمینه کند؛ به‌طوری که ضرایب به‌دست آمده منطبق بر پایین‌ترین نقطهٔ صفحهٔ انرژی گردند. برای این منظور از روش کاهش گرادیان استفاده می‌شود. در این روش، مقدار تابع انرژی محاسبه می‌شود، سپس ضرایب وزنی در جهت بیشترین کاهش گرادیان تغییر می‌کنند. به‌طور کلی ساختار MLP بسیار مناسب برای مسائل طبقه‌بندی الگو است [*Haykin 1999*]. در مرحلهٔ بعدی از شبیه‌سازی ساختار مناسب شبکهٔ عصبی در حالت‌های مختلفی از لایه پنهان، تعداد آموزش و توابع تبدیل و آموزش بررسی و ساختار بهینه بر اساس داده‌های موجود تعیین شد. با اعمال ماتریس ویژگی‌های استخراجی و همچنین با اعمال ویژگی‌های بهینه به دسته بندی‌کننده، درصد صحت تفکیک‌کننده محاسبه شد. تعداد گره‌های لایهٔ پنهان در بازه‌ای شامل ۲ تا ۵۰ گره، به‌صورت اتفاقی مورد آزمایش قرار گرفت. مقدار شش نرون در لایهٔ پنهان نتایج مطلوب‌تری تولید کرد. همچنین تعداد مرتبهٔ آموزش که بیان‌گر تعداد مرتبهٔ آموزش شبکه توسط داده‌های آموزش است، با مقادیر ده تا دویست مورد آزمایش قرار گرفت که بهبود نتایج پس از مقدار epochs=۳۸ چندان مشهود نبود؛ مقدار خطا برای توقف آموزش ۰/۰۱ درنظرگرفته شد. بنابراین همین مقدار درنظرگرفته شد. توابع تبدیل و توابع آموزش گوناگونی نیز مورد بررسی قرار گرفت. با توجه به موارد ذکر شده در بالا ساختار شبکه با شش نرون در لایهٔ پنهان، تعداد مرتبه آموزش ۳۸، تابع تبدیل برای لایه پنهان Tansig و برای لایهٔ خروجی Purelin و تابع آموزش Trainlm مناسب‌ترین حالت خود را دارد. پس از تعیین ساختار شبکه و آموزش شبکه با روش LOO و درنهایت تفکیک سؤالات دروغ از سؤالات راست درصد صحت طبقه‌بندی کننده مطابق جدول سه محاسبه شد. با اعمال کل ویژگی‌ها به شبکهٔ عصبی حساسیت ۸۳/۳۳ و اختصاصی‌بودن برابر ۸۵ محاسبه شد. با اعمال ویژگی‌های بهینه به شبکهٔ خطی حساسیت ۸۳/۳۳ و اختصاصی‌بودن ۸۶/۶۶ به‌دست آمد. همچنین در هر دو حالت، اختصاصی‌بودن نسبت به حساسیت بیشتر است و تشخیص سؤالات دروغ برای سوژه‌ها با درصد بالاتری انجام شده است.

۲-۵-۳- استفاده از شبکه عصبی ELMAN

شبکه‌های Elman شبکه‌های پس‌انتشار دو لایهٔ با یک ارتباط پس‌خورد[1] است. ورودی‌ها به لایهٔ مخفی وارد می‌شوند. از لایهٔ مخفی به ورودی، یک پس‌خورد وجود دارد و همچنین لایهٔ مخفی به لایهٔ خروجی انتقال می‌یابد. لایهٔ مخفی از یک تابع انتقال غیر خطی و لایهٔ خروجی از یک تابع انتقال خطی استفاده می‌کند. همین پس‌خورد باعث می‌شود که الگوهای متغیر بازمان (با تأخیر) یاد گرفته شود. تعداد نرون‌های لایهٔ پنهان، شبکه Elman از شبکه‌های دو لایهٔ مرسوم، از این حیث که لایهٔ اوّل یک ارتباط Recurrent دارد، متفاوت است. تأخیر در این ارتباط، مقادیر زمان قبل را ذخیره می‌کند که می‌تواند در مرحلهٔ بعد استفاده شود [Mandic et al 2001, Cheng et al 2002]. برای تعیین ساختار شبکهٔ Elman همانند شبکهٔ MLP تعداد گره‌های لایهٔ پنهان، تعداد مرتبهٔ آموزش، توابع تبدیل و توابع آموزش با روش سعی و خطا بهینه شد.

جدول ۴: نتایج حاصل از تفکیک سؤال هدف (دروغ) ازغیر هدف (راست) با استفاده از روش شبکه عصبی Elman

درصد تفکیک نهایی	هدف	غیرهدف	سؤال	نوع ویژگی‌ها
٪۸۷/۲۹	(٪۱۶/۶۷) ۳۳	(٪۸۳/۳۳) ۲۰۷	غیرهدف	اعمال کل ویژگی‌ها
	(٪۸۸/۳۳) ۵۳	(٪۲۳/۳۳) ۷	هدف	
٪۸۵/۶۲	۳۶ (٪۱۵)	۲۰۴(٪۸۵)	غیر هدف	اعمال ویژگی‌های بهینه
	(٪۸۸/۳۳) ۵۳	(٪۲۳/۳۳) ۷	هدف	

با توجّه به موارد ذکر شده، ساختار شبکه با هیجده نرون در لایهٔ پنهان، تعداد مرتبه آموزش ۱۵۰، تابع تبدیل برای لایهٔ پنهان tansig و برای لایهٔ خروجی purelin و تابع آموزش trainlm مناسب‌ترین حالت خود را دارد. پس از تعیین ساختار شبکهٔ Elman، برای هر مجموعه داده، آموزش داده شد. پس از تعیین ساختار شبکه و آموزش شبکه با روش LOO و درنهایت تفکیک سؤالات دروغ از سؤالات

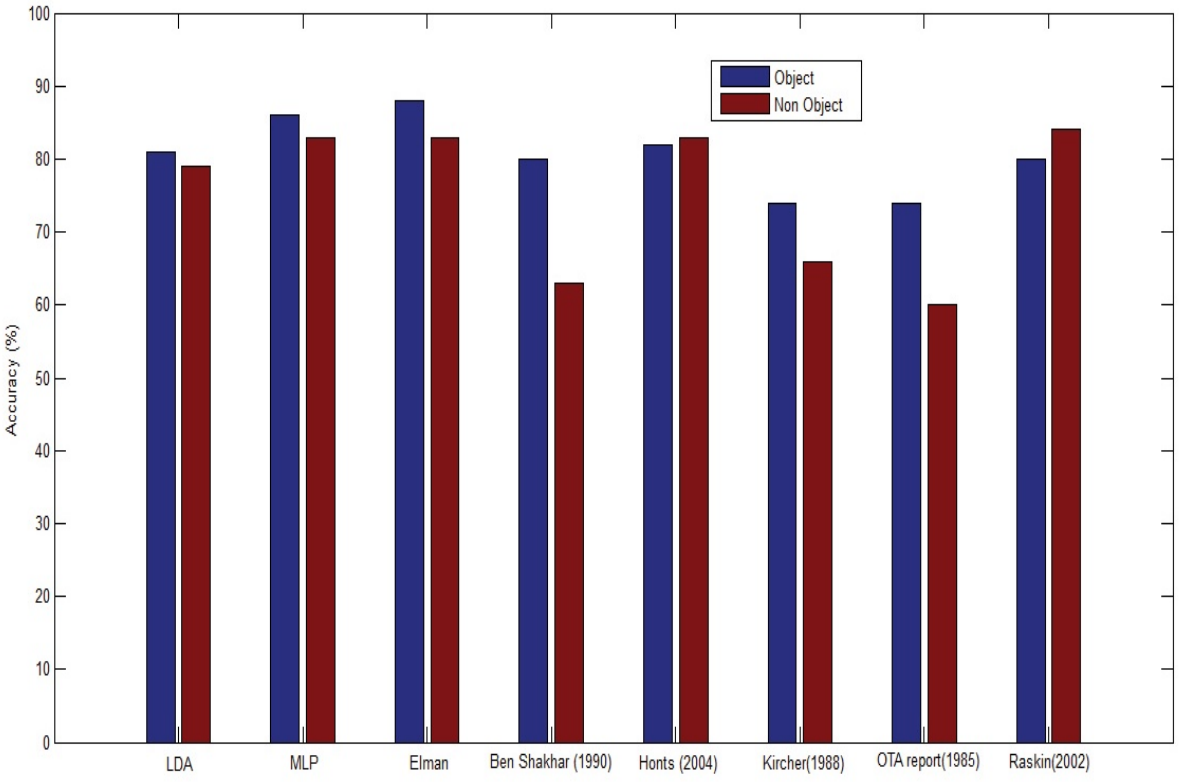
[1] Feedback

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

راست، درصد صحّت طبقه‌بندی‌کننده مطابق جدول ۴ محاسبه شد. با اعمال کل ویژگی‌ها به شبکهٔ عصبی، حساسیت ۸۳/۳۳ و اختصاصی بودن برابر ۸۸/۳۳ محاسبه شد. با اعمال ویژگی های بهینه به شبکه خطی حساسیت ۸۵ و اختصاصی‌بودن ۸۸/۳۳ به‌دست آمد. همچنین در هر دو حالت اختصاصی‌بودن نسبت به حساسیت بیشتر است و تشخیص سؤالات دروغ برای سوژه‌ها با درصد بالاتری انجام شده است.

۲-۵-۴- ارزیابی LDA ، MLP و Elman

با توجّه به نتایج شبیه‌سازی تشخیص سؤالات دروغ برای سوژه‌ها در هر سه روش با درصد بالاتری انجام شده است. همچنین نتایج درصد صحت تفکیک نشان می‌دهد که شبکه‌های عصبی درصد بالاتری را نسبت به شبکهٔ خطّی دارند؛ که این امر قدرت تشخیصی مناسب شبکه‌های عصبی را نشان می‌دهد. در مقایسهٔ نتایج شبکهٔ MLP و Elman، شبکهٔ عصبی Elman دارای درصد صحت بالاتری نسبت به شبکهٔ MLP است. در تفکیک‌کنندهٔ خطّی و شبکهٔ MLP مقدار درصد صحت بیشتر با استفاده از ویژگی‌های بهینه، حاصل شده است در حالی‌که در شبکه Elman با کل ویژگی‌ها درصد صحت بالاتر به‌دست آمده است. این امر می‌تواند ارتباط پویا بین ویژگی‌ها را نشان دهد. نمودار میله‌ای شکل ۳ مقایسهٔ بین روش حاضر را با روش‌های دیگر آزمایشگاهی پلی‌گرافی نشان می‌دهد. با توجه به نمودار میله‌ای، نتایج مطالعهٔ حاضر قابل مقایسه با نتایج سایر روش‌ها بوده و شبکه‌های عصبی در آن بالاترین نرخ صحت در بین روش‌های آزمایشگاهی را دارد.



شکل ۳ : مقایسه نتایج حاضر با روش های دیگر پلی‌گراف آزمایشگاهی

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

۳- بحث و نتیجه‌گیری

تاکنون تمامی سامانه‌های پلی‌گرافی که بر پایهٔ سنجش استرس مورد استفاده قرار می‌گیرند، با چهار یا پنج سیگنال، صحت اظهارات شخص را مورد بررسی قرار داده‌اند [Honts et al 2002, Olsen et al 1997, Shakhar et al 2002]. در این تحقیق با طراحی سامانه‌ای تنها با دو سیگنال حجم خون و هدایت الکتریکی پوست، تشخیص دروغ انجام شد. مطالعهٔ حاضر با استخراج ویژگی‌های مناسب از دو سیگنال و ترکیب ویژگی‌ها و اعمال آنها به تفکیک‌کنندهٔ خطی و شبکه‌های عصبی به تفکیک دروغ پرداخته است. در بین تفکیک‌کننده‌ها درصد صحت نهایی در LDA ۸۰، MLP ۸۵ و Elman ۸۷ به‌دست آمد. درصد تشخیص سؤالات هدف درتفکیک‌کنندهٔ LDA ۸۱، در MLP ۸۶ و در Elman ۸۸ و در صد تفکیک سؤالات غیر هدف در LDA ۷۹، در MLP ۸۳ و در Elman ۸۶ به‌دست آمد. تشخیص سؤالات دروغ برای سوژه‌ها در هر سه روش نسبت به سؤالات راست با درصد بالاتری انجام شده است. بیش‌ترین دقت به‌دست آمده برای دروغ‌سنجی با استفاده از روش استرس‌سنجی صدا و با استخراج ویژگی‌های مختلف صوتی ۸۰٪ به‌دست آمده است [Gadallah et al 1999] که در سطح پایین‌تری از روش این مطالعه است. در روش تغییر قطر مردمک چشم نیز بیش‌ترین درصد صحت ۷۰ محاسبه شده‌است [Lubow et al 1996] که روش حاضر کارآمدتر از آن به‌نظر می‌رسد. گزارش‌ها از تصویربرداری حرارتی نیز ۷۴ درصد صحت را برای تشخیص استرس نشان می‌دهد [Derakhshan et al 2009] که در این حالت نیز مطالعهٔ حاضر درصد بالاتری راخواهد داشت. بیشترین صحت نتایج به‌دست آمده توسط سامانه‌های پلی‌گرافی کلاسیک تا مقادیر ۸۶٪ هم گزارش شده است. در این روش‌ها با پروتکل مشابه مطالعه حاضر و با استفاده از پنج سیگنال سایکوفیزیولوژی (پلتیسموگراف، هدایت الکتریکی پوست، تغییرات تنفسی سینه‌ای و شکمی و همچنین تغییرات حرکتی فرد) توانسته‌اند براساس نمره‌دهی خودکار و سنجیدن قدرت نسبی واکنش‌ها در سؤالات مختلف سؤالات هدف را از سؤالات غیر هدف تفکیک کرده‌اند [Honts et al 2002]. صحت مطالعه حاضر از مطالعات آزمایشگاهی با روند ثبت مشابه بیشتر بوده، ضمن اینکه براساس تعداد سیگنال‌های کمتر و هزینهٔ ثبت پایین‌تر نتایج حاصل شده است. مطالعهٔ حاضر یک روش قیاسی و کار آزمایشگاهی است. عیب کارهای آزمایشگاهیِ این است که عواقب پاس‌شدن یا ردشدن در آزمون جدّی و واقعی نبوده و شرکت‌کنندگان ممکن است آزمون را جدّی نگیرند. این امر باعث کاهش اعتبار و افزایش خطا خواهد شد. این مشکل در مطالعهٔ حاضر با استفاده از تشویق بهبود یافت. در آزمون‌های استرس‌سنجی هر دو نوع خطای FN و FP نامطلوب هستند. رخداد FN درواقع به این معناست که یک فرد دارای استرس زیاد، کم‌استرس تشخیص داده شود. مطالعهٔ حاضر دارای نرخ خطای FN پایین‌تری است و می‌تواند استفاده آن در کارهای میدانی پیشنهاد شود. علاوه‌بر این استفاده از روش طراحی شده در غربال‌گری استرس و دروغ‌سنجی بسیار مناسب بوده و می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد؛ زیرا در سامانه های غربال‌گری مقدار کمتر FN مورد توجه است و روش‌های غربال‌گری استرس به‌دنبال کم‌کردن مقدار FN هستند. بهبود نتایج حاصل می‌تواند با پردازش‌های مناسب‌تر انجام شود. برای این منظور می‌توان از ویژگی‌های دیگر مانند ویژگی‌های غیر خطی و دینامیکی نیز در انتخاب ویژگی‌ها استفاده کرد. همچنین استفاده از سامانه‌های شناخت هوشمند قوی‌تر همچون منطق فازی و استفاده از شبکه‌های عصبی فازی برای بهبود صحت تشخیص پیشنهاد می‌شود. بنابراین مطالعهٔ حاضر بر اساس تعداد سیگنال‌های کمتر و هزینهٔ ثبت پایین‌تر و با استفاده از پردازش‌های مناسب به درصد صحت ۸۷ دست‌یافته‌است و می‌تواند به‌عنوان روش مناسبی برای سامانه‌های غربال‌گری استرس‌سنجی و دروغ‌سنجی پیشنهاد شود.

تشکّر و قدردانی

نویسندگان مقاله از پژوهشگاه خواجه نصیرالدین طوسی (پژوهشکده پردازش هوشمند علائم سابق)که دستگاه CPS را برای ثبت سیگنال در اختیار ما قرار دادند، تشکر و قدردانی می‌کنند.

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

مراجع

Abrams M; “Psychophysiological dete
ction of deception program”; Numerical Evaluation Scoring System; 2006, 8, 1-67.

Boualem B, Time frequency analysis and proc
essing, signal processing research,queensland university of technology, brisbance, Australia, 1990.

Cheng YC, Cai WY, Dynamic properties of Elman and modified Elman neural network”, Proceedings of the First Int. Conf. on Machine Learning and Cybernetics, Beijing, 2002.

Cvetkovic D, Übeyli E, Cosic I,” Wavelet transf-orm feature extraction from human PPG, ECG, and EEG signal responses to ELF PEMF exposures: A pilot study”. Digital Signal Processing 2008, 18; 861–874.

Derakhshan A, Khalilzadeh MA, Mohamadian A, Anxiety Detection by Periorbital Mean Tempe-rature Signal Analysis, Modares Journal of Electrical Engineering, 2010, 4: 101-113.

Duda, R. O.; Hart, P. E.; Stork, D. H. ,Pattern Classi-fication (2nd ed.). Wiley Interscience. (2000), ISBN 0-471-05669-3.

Fabiani M, Gratton G, Coles M; “Event-Related Brain Potentials Methods, Theory and appli-cations”, Handbook of psychophysiology; Cambridge University Press 2000.

Gadallah ME, Matar MA, Algezawi AF; “Speech based Automatic lie detection”; 16th National Radio Science Conference; Cario Egypt 1999,31-33.

Gamer M, Crombez G ,Vossel G; “Combining phys-iological measures in the detection of concealed information”; Physiology & Behavior; 2008,95, 333–340.

Gomez P, Danuser B; “Affective and physic-ological response to environmental noise and music”; J Psychophysiology, 2004, 53, 91-103.

Haykin, S.; Neural Networks, A Comprehensive Foundation, Prentice Hall International Editions. 1999.

Honts CR, Raskin DC, Kircher J, “The scientific status of research on polygraph techniques: The case for polygraph tests”. Modern scientific evidence; 2002, 2,446-483.

Horvath F; “An experimental comparison of the Psychological Stress Evaluator and the galvanic skin response in detection of deception”; J Appl Psychol; 1978, 63,338–344.

Horvath F, “Effects of different motivational instructions on detection of deception with the Psychological Stress Evaluator and the galvanic skin response”. J Appl Psychol; 1979, 6, 323–330.

Lubow RE, Fein O, “Pupillart Size response to a Visual Guilty Knowledge Test: New Technique for the detection of deception”; J Experimental psychology; 1996, 2(2), 164-177.

Mandic D, Chambers J, Recurrent Neural Netw-orks for Prediction: Learning Algorithms, Architectures and Stability 2001,17(4) 471-495.

McLachlan, G. J. , Discriminant Analysis and Statistical Pattern Recognition. Wiley Intersc-ience. (2004), ISBN 0-471-69115-1.

Olsen DE, Harris JC, Capps MH, Ansley N; “Computerized Polygraph Scoring System”; J Forensic Sci; 1997, 42(1), 61-71.

Pavlidis J, Levine A; “Thermal Image Analysis for polygraph Testing”; IEEE Engineering in Medicine and biology Magazine; 2002, 21(6), 56-64.

Shakhar B; “A critical review of the control quest-ions test, Handbook of Polygraph Testing”; Academic Press; San Diego, 2002,103– 126.

Stern JA, Baker L, Goldestein R;” Saccadic Eye Movements in deception.Final Report”; Depa-rtment of defense polygraph Institue, Albama 1996. http://www.dtic.mil/cgi-bin/GetTRDoc.

Tsiamystzis P,Shastri D, Pavlidis IT, Frank MG, Ekman P; “Imaging Facial Physiology for the Detection of Deceit”; J Computer Vision, Springer Science;2007, 197–214.

Younessi MA, Khalilzadeh MA, Extraction of respiratory rate from PPG Signal, During the lie detection test using neural network, 4th Iranian Conference on eHealth and ICT Application in Medical Sciences, 2010.

Younessi Heravi MA, Sarafan R, Khalilzadeh MA, Design and manufacture of screening lie detection test system, based on volume blood and galvanic skin response, 1th National Congress of Advanced Screening in Medicine, 2011.

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

محمد امین یونسی هروی پس از



اخذ کارشناسی مهندسی برق- الکترونیک از دانشگاه فردوسی مشهد در سال ۱۳۸۵، کارشناسی ارشد خود را در رشته مهندسی- پزشکی- بیوالکتریک در سال ۱۳۸۸ از دانشگاه فنی آزاد اسلامی مشهد دریافت کردد. وی دارای سابقهٔ فعالیت و تدریس در گروه مهندسی پزشکی دانشگاه فنی و مهندسی مشهد و دانشگاه آزاد بجنورد و دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی است. ایشان دارای سوابق فعالیت‌های پژوهشی در مراکز تحقیقاتی دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی است و هم‌اکنون درزمینهٔ پردازش سیگنال‌های حیاتی به‌ویژه سیگنال‌های سایکوفیزیولوژی و طراحی و ساخت تجهیزات پزشکی فعالیت دارد. وی هم اکنون سرپرست کمیتهٔ تحقیقات دانشجویی دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی است.

نشانی رایانامهٔ ایشان عبارت است از :

a.younessi7@gmail.com

محمد علی خلیل زاده به درجهٔ



کارشناسی مهندسی برق – الکترونیک در سال ۱۳۶۹ از دانشگاه صنعتی شریف و کارشناسی ارشد مهندسی برق – مهندسی پزشکی در سال ۱۳۷۲ از همان دانشگاه دست یافت. ایشان در سال ۱۳۷۸ به درجه دکترای تخصصی مهندسی برق – مهندسی پزشکی در دانشگاه تربیت مدرس رسید. وی دارای سابقهٔ فعالیت و تدریس در گروه مهندسی پزشکی دانشگاه شاهد، دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه امیرکبیر و دانشگاه مهندسی پزشکی واحد علوم تحقیقات و واحد مشهد دانشگاه آزاد اسلامی در دوره‌های کارشناسی و تحصیلات تکمیلی است. ایشان دارای سوابق فعالیت‌های پژوهشی در جهاد دانشگاهی صنعتی شریف و پژوهشکده پردازش علائم هوشمند بوده و هم‌اکنون در زمینهٔ اندازه‌گیری و پردازش سیگنال‌های حیاتی به‌ویژه سیگنال‌های مغزی، مدل‌سازی سیستم‌های حیاتی، تحلیل فرآیندهای درکی و سایکوفیزیولوژی فعالیت دارد. وی هم اکنون معاون پژوهشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد است.

نشانی رایانامهٔ ایشان عبارت است از:

makhalilzadeh@mshdiau.ac.ir

رسول صرافان به درجهٔ کارشناسی



مهندسی برق – الکترونیک در سال ۱۳۸۵ از دانشگاه امام سجاد (ع) مشهد و کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی در سال ۱۳۸۹ از دانشگاه فنی و مهندسی مشهد دست یافت. وی دارای سابقهٔ فعالیت و تدریس در گروه مهندسی برق دانشگاه خیام مشهد و دانشگاه خاوران مشهد است. ایشان دارای سوابق فعالیت‌های پژوهشی در مراکز تحقیقاتی دانشگاه علوم پزشکی مشهد است و هم‌اکنون در زمینهٔ پردازش سیگنال‌های حیاتی به‌ویژه سیگنال‌های سایکوفیزیولوژی فعالیت دارد. وی هم اکنون مسؤول تجهیزات پزشکی بیمارستان خاتم الانبیای (ع) مشهد است.

نشانی رایانامهٔ ایشان عبارت است از :

rasool_sarrafan@yahoo.com

مهدی آذرنوش پس از اخذ



کارشناسی مهندسی برق- الکترونیک از دانشگاه فردوسی مشهد در سال ۱۳۸۲، کارشناسی ارشد خود را در رشتهٔ مهندسی پزشکی- بیوالکتریک در سال ۱۳۸۴ از دانشگاه فنی آزاد اسلامی مشهد دریافت کرد. ایشان در سال ۱۳۹۰ دکترای تخصصی مهندسی پزشکی- بیوالکتریک را از واحد علوم و تحقیقات تهران دانشگاه آزاد اسلامی کسب کرد و در حال حاضر مدیرگروه

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

گرایش بیوالکتریک مهندسی‌پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی مشهد است. پردازش و تحلیل سیگنال‌های حیاتی، تجزیه و تحلیل سیگنال‌های مغزی به‌خصوص در حوزهٔ تحقیقات فیزیولوژی-روانی و فرآیندهای شناختی و همچنین به‌کارگیری سامانه‌های فازی و روش‌های غیرخطی و آشوب‌گونه در پردازش از جمله زمینه‌های پژوهشی مورد علاقهٔ وی است.

نشانی رایانامهٔ ایشان عبارت است از:

M_Azarnoosh@mshdiau.ac.ir

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