

تشخیص دروغ بر مبنای سیگنال‌های فوتوبلیسموگراف و مقاومت الکتریکی پوست با استفاده از شبکه عصبی

محمدامین یونسی هروی^۱، محمد علی خلیل زاده^۲، رسول صرافان^۳ و مهدی آذرنوش^۲

^۱دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی، گروه علوم پایه پزشکی، بجنورد، ایران

^۲دانشگاه آزاد اسلامی، واحد مشهد، گروه مهندسی پزشکی، مشهد، ایران

^۳دانشگاه علوم پزشکی مشهد، بیمارستان خاتم الانبیاء (ع)، مشهد، ایران

چکیده

هدف این تحقیق طراحی سامانه‌ای جهت تشخیص دروغ است. با رزترین اثر استرس ناشی از دروغ، بر روی سامانه گردش خون و همچنین از طریق تعریق ظاهر می‌شود، از این رو سیگنال‌های هدایت الکتریکی پوست و فوتوبلیسموگراف 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 حوزه زمان و فرکانس از دو سیگنال استخراج شد. با اعمال ویژگی‌های استخراجی به تفکیک کننده خطی LDA و همچنین شبکه عصبی MLP و Elman دسته‌بندی داده‌ها در دو حالت راست‌گو و دروغ‌گو انجام شد. بهترین نتایج با استفاده از شبکه عصبی Elman و درصد صحت تفکیک ۸۷ درصد به دست آمد. بنابراین در این مطالعه روش جدیدی بر اساس سیگنال‌هایی با ثبت آسان و هزینه‌کمتر برای سامانه‌های غربال‌گری دروغ‌سنجدی ارائه و ارزیابی شده است.

واژگان کلیدی: دروغ‌سنجدی، هدایت الکتریکی پوست، فوتوبلیسموگراف، شبکه عصبی.

۱- مقدمه

چشم^۱ نیز با تکیه بر ارتباط قطر مردمک چشم با میزان استرس فرد، یک روش دروغ‌سنجدی 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^۲ یکی دیگر از روش‌هایی است که به عنوان مشخصه‌ای از حالت فریب معرفی شده است. درنتیجه این تحقیق، اگر چه همبستگی بین پرش‌های چشم و حالت فریب تا حدی تأیید شد، ولی قابلیت آن برای دروغ‌سنجدی نسبت به دیگر روش‌هایی مورد استفاده، ضعیف ارزیابی شده است [Stern, et al 1996]. روش تصویربرداری حرارتی^۳ نیز یکی از روش‌هایی است که از صورت سوزه در طی پرسیدن سؤالات، تصویربرداری انجام می‌دهد. افراد

شمار زیادی از سازمان‌های دولتی کشورهای جهان مانند وزارت دفاع و وزارت امنیت کشور به‌طور معمول برای غربال‌گری کارمندان و مقاضیان موقعیت‌های حساس از دروغ‌سنجد استفاده می‌کنند و این سازمان‌ها همواره به‌دبیال روش‌های کارآمدتر برای تشخیص جرائم هستند [Gamer, et al. 2008, Abrams, 2006]. روش‌های معمول بر مبنای سنجش استرس و اضطراب در انکار دروغ طراحی شده‌اند. از جمله این روش‌ها تشخیص دروغ از روی مشخصه‌های 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 به صورت دستی نمره‌دهی می‌شود و آماده‌سازی روان‌شناسخی سوزه برای اجرا بسیار ضروری است. روش ثبت قطر مردمک

¹ Pupilometry

² Saccadic Eye Movement

³ Thermal Imaging

در روش‌های آزمایشگاهی ذکر شده در بالا توجه به دو عامل ثبت آسان و هزینه 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، اما در این روش چهار یا پنج سیگنال همزمان ثبت و تحلیل می‌شوند که این امر پیچیدگی در سامانه ثبت را به وجود می‌آورد. طبق نتایج به دست آمده از آزمایش‌های گوناگون در هنگام استرس با فعال شدن 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^۲ و هدایت الکتریکی پوست بیشترین وابستگی را به حالات روانی افراد و به خصوص استرس دارند [Abrams et al 2006, Horvath et al 2006, Elman et al 1979] در این تحقیق به طراحی یک سامانه دروغ‌سنجدی پلی‌گراف تنها با استفاده از دو سیگنال پرداخته شده است. برای این منظور با ثبت دو سیگنال فوتولیتمیسموگراف و هدایت الکتریکی پوست، ویژگی‌هایی در حوزه 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 شبکه خطی و شبکه‌های عصبی MLP و Elman صحت اظهارات شخص بررسی شده است. بنابراین سامانه‌ای با هزینه‌ای تشخصی ارزان‌تر و نحوه ثبت آسان‌تر برای تشخیص صحت اظهارات 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 فوتولیتمیسموگراف 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 شبکه عصبی به بررسی صحت تفکیک برای تشخیص استرس پرداخته شد. کلیه مراحل در نرم افزار مطلب^۳ پیاده‌سازی شد.

² PhotoPlethysmoGraph (PPG)

³ MAThematical LABoratory Software Version 7.6

خطاکار به خاطر استرس دارای افزایش میزان جریان خون اطراف چشم خواهند بود که در تصویربرداری گرمایی به صورت نقاط گرم ظاهر می‌شود، درحالی که در افراد بی‌گناه Pavalidis, et al 2002, Tsimystizis et al 2007, Derakhshan et al 2009 پیاده‌سازی این روش نیازمند دوربین‌های مادون قرمز بسیار حساس است. دروغ‌سنجدی با استفاده از سیگنال‌های مغزی نیز روشی است که از ویژگی‌های استخراج شده از سیگنال مغزی و با پردازش‌های آنها، صحت اظهارات اشخاص تعیین شده است. [Fabiani et al, 2000]. این روش نیازمند ثبت مناسب و پردازش‌های پیچیده‌ای است. پلی‌گرافی کلاسیک پرکاربردترین روش دروغ‌سنجدی است که برای انجام بازجویی و آزمون‌های استخدامی مورد استفاده قرار می‌گیرد و درواقع یک روش تشخیص استرس است. ایده به کار گرفته شده در این روش بدین صورت است که هنگامی که سوزه به یکی از سؤالات، پاسخ نادرست می‌دهد، به‌علت استرس و اضطرابی که از رسواشدن دارد، سامانه عصبی خودکار او به کار می‌افتد و علائم آن در مشخصه‌های فیزیولوژیکی بدن او ظاهر می‌شود. بنابراین با ثبت این مشخصه‌ها 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 سامانه دروغ‌سنجدی 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 اضافه شدن هدایت الکتریکی پوست^۱ به این سامانه که در سال ۱۹۳۹ و توسط لئونارد کیلر انجام شد، سامانه‌های پلی‌گرافی به لحاظ Horvath فی به شکل استاندارد امروزی خود تبدیل شدند [Olsen et al 1997, Horvath et al 1979]. بنابراین سیستم‌های پلی‌گراف 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 انکسار نمایند. حُسن کارهای آزمایشگاهی این است که برچسب سؤالات (استرس زیاد/ استرس کم) مشخص است.

¹ Galvanic Skin Response (GSR)

۱-۲ مجموعه داده

۲۰ مرد با متوسط سنی ۳۶ سال در این پژوهش شرکت داشتند. نمونه‌ها حداقل دارای مدرک دیپلم متوسطه و حداکثر مدرک کارشناسی بودند. متوسط تعداد ضربان قلب افراد 85 ± 6 در دقیقه بود. هیچ یک از افراد مورد مطالعه بیماری روانی یا مشکلات سیگنال‌های فتوپلیسموگراف و هدایت الکتریکی پوست، براساس آزمون اوج تنش^۱ است. در آزمون اوج تنش اجرا شده، افراد از بین پنج شیء (انگشت، پول، النگو، سکه، ساعت) به صورت 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. نحوه ارائه 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 درنظر گرفته شده است. تمام گزینه‌های آزمون سؤالات مربوط هستند، به جز سؤال اول که به طور معمول یک سؤال خنثی پرسیده می‌شود. در این مطالعه تصویر مداد به عنوان سؤال خنثی درنظر گرفته شد. 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 به صورت قیاسی (در این نوع مطالعات سوزه در شرایط به طور کامل آزمایشگاهی تحت آزمون پلی‌گرافی قرار می‌گیرد) جمع‌آوری شدند. سیگنال‌ها در اتاقی با دمای ۲۵ درجه و به دور از آلودگی‌های صوتی و تصویری با استفاده از سیستم پلی‌گرافی استاندارد^۲ ثبت و با فرکانس نمونه‌برداری پنجاه هرتز در رایانه ذخیره شد. سیگنال فتوپلیسموگراف از انگشت دست و هدایت الکتریکی پوست با دو الکترود از کف دست ثبت شدند. برای جدی گرفتن آزمایش‌ها بر روی افراد، به سوزه‌ها گفته شده بود که در صورت عدم شناسایی دروغ توسط کاربر و سامانه در آزمون، یک فلش دو گیگا بایتی به آنها جایزه داده می‌شود. همچنین برای انجام آزمون، از طریق یک مصاحبه قبل از آزمون، یک سطح استرس اولیه در فرد القا شد و براساس این مصاحبه شرایط روانی سوزه به گونه‌ای آماده شد که تغییر میزان استرس سوزه در هنگام پاسخ‌دادن، فقط

¹ Peak Of Tension(POT)

² Classic Polygraphy System(CPS)

برای سؤال دروغ باشد. مصاحبه اوّلیه شامل پرسیدن اطلاعات دموگرافیک و آگاه‌کردن فرد از تشویق درنظر گرفته شده بود.

۲-۲ پیش‌پردازش بر روی داده‌ها

جهت پردازش مناسب سیگنال، اوّلین گام حذف عوامل ناخواسته در سیگنال‌های است. تا به طور صحیح سیگنال از عوامل مداخله‌ای و انواع اختشاشات پالایش گردد. به همین سبب برای حذف آرتفیکت‌های فرکانس بالا و حذف تداخل برق شهر، حذف آرتفیکت‌های فرکانس پایین ناشی از جابه‌جایی یا حرکت سوزه از فیلترهای فرکانس پایین ناشی از حذف عوامل ناخواسته در سیگنال فتوپلیسموگراف با فیلتر میان‌گذر در محدوده فرکانسی $0.3 / 20$ هرتز و حذف عوامل ناخواسته در سیگنال هدایت الکتریکی پوست با فیلتر میان‌گذر در محدوده فرکانسی $0.1 / 10$ هرتز انجام شد [Younessi et al 2010, Younessi et al 2011].

۳-۲ استخراج ویژگی

پس از حذف عوامل ناخواسته، سیگنال‌های هر فرد با میانگین μ و واریانس σ^2 استاندارد شده و ویژگی‌هایی از دو سیگنال در حوزه زمان و فرکانس استخراج شد.

۳-۲-۱ ویژگی‌های زمانی

ویژگی‌های زمانی اطلاعاتی از دامنه سیگنال و محتویات آن در حوزه زمان در اختیار قرار می‌دهد. برای سیگنال هدایت پوستی در فاصله بین $0.5 / 13.5$ ثانیه پس از شروع سؤال، بزرگ‌ترین اختلاف میان حداقل دامنه سیگنال و بیشترین دامنه‌هایی که پس از آن اتفاق می‌افتد، آشکار شد. چنانچه در بازه مذکور سیگنال به طور کامل یکنوا و نزولی باشد، مقدار ویژگی برای آن سؤال درنظر گرفته خواهد شد. ویژگی استخراجی برای سیگنال فتوپلیسموگراف باید حاوی اطلاعات مربوط به بیشترین کاهش در دامنه پالس‌ها از دو ثانیه پس از شروع سؤال تا بیست ثانیه پس از شروع سؤال محاسبه و به عنوان معیار اول از دامنه‌های پالس‌ها در فاصله یک ثانیه قبل از شروع تا دو ثانیه پس از شروع سؤال میانگین می‌گیریم. این حد آستانه اول THR1 نام‌گذاری شد. سپس در بازه دو ثانیه پس از شروع سؤال تا بیست ثانیه پس از آن، محلی که دامنه پالس از THR1 کمتر باشد، شناسایی و در

این محل بین آخرین سه دامنه، بیشینه آنها به عنوان معیار دوم در THR2 ذخیره می‌شود. حال دامنه‌ها را تا جایی که کمتر از $1.15^{*}\max(\text{THR1}, \text{THR2})$ باشند بدست آورده، اختلاف کمینه آن از مقدار اول به عنوان ویژگی در نظر گرفته 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 سؤال ۳، که سؤال هدف است نسبت به سؤالات غیر هدف تقاضت زیادی داشته و نشان دهنده تغییرات ویژگی زمانی در حین ایجاد استرس ناشی از دروغ است. این تغییرات در سیگنال فوتولیسموگراف بیشتر مشهود است.

جدول ۱ : متوسط ویژگی‌های زمانی استخراج شده از سیگنال‌ها

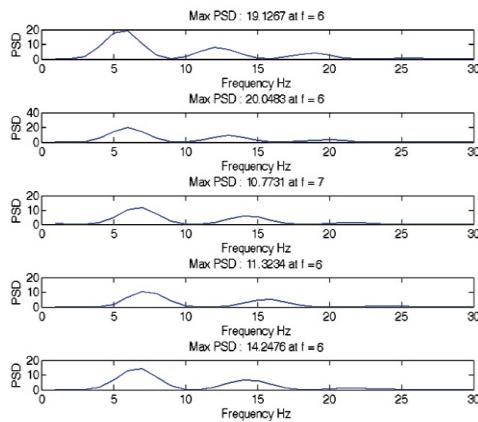
شماره سؤال	ویژگی زمانی از سیگنال هدایت الکتریکی پوست	ویژگی زمانی از سیگنال حجم خون مویرگی
۱ (ختنی)	0.049 ± 0.06	0.418 ± 0.22
۲ (غیر هدف)	0.112 ± 0.19	0.573 ± 0.35
۳ (هدف)	0.966 ± 0.31	0.963 ± 0.72
۴ (غیر هدف)	0.239 ± 0.33	0.921 ± 0.41
۵ (غیر هدف)	0.291 ± 0.27	0.606 ± 0.38

۲-۳-۲- ویژگی‌های فرکانسی

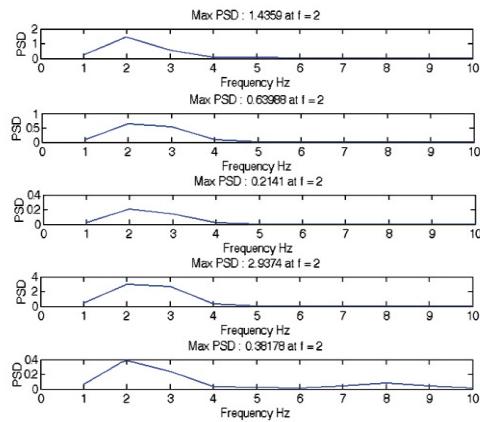
در اغلب موارد اطلاعاتی که در حوزه زمان به راحتی قابل نمایش نیستند، در حوزه فرکانس به راحتی مشاهده می‌شوند. اگر چه از روی شکل ظاهری سیگنال نیز می‌توان تغییرات را مشاهده کرد، اما با مطالعه محتوای فرکانسی به اطلاعات بیشتری از سیگنال بی خواهیم برد. طیف فرکانسی یک سیگنال، عناصر فرکانسی آن سیگنال است که نشان می‌دهد در آن سیگنال چه فرکانس‌هایی موجود است؛ اگر متغیرهای یک سیگنال به سرعت تغییر کنند می‌گوییم که فرکانس بالا است و اگر تغییرات آنها نرم باشد می‌گوییم فرکانس پایین است [Boualem 1990]. مشاهده 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^۱ برای دو سیگنال محاسبه و از آن حداقل دامنه طیف توان و فرکانسی که در آن دامنه طیف توان حداقل شده است، به عنوان دو ویژگی فرکانسی برای سیگنال‌ها استخراج شد. نتایج حاصل از استخراج

^۱ Periodogram

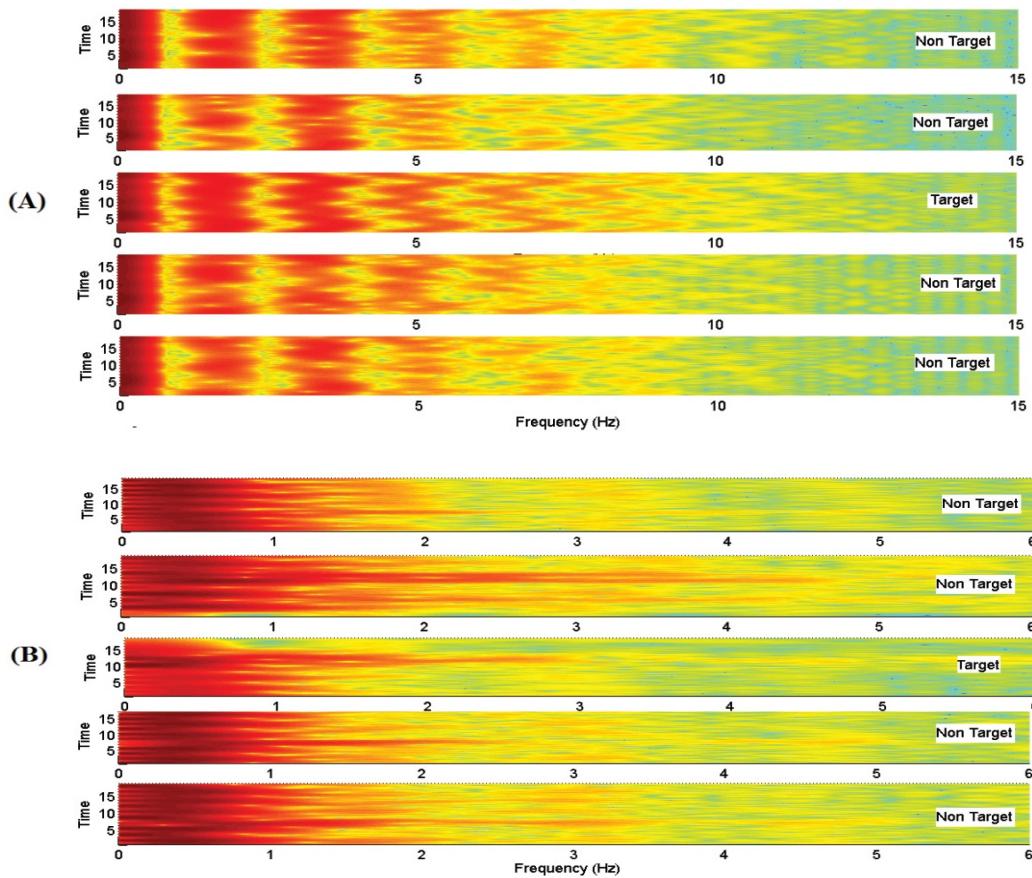
از آزمون t استفاده شد. با به کارگیری آزمون t برای ارزیابی ویژگی‌های استخراجی، میانگین مقادیر سه ویژگی در بین دو گروه معنی دار بود ($P < 0.05$). بنابراین ویژگی‌های بهینه، ویژگی زمانی در سیگنال هدایت الکتریکی پوست و دو ویژگی فرکانسی در سیگنال فوتولیسیموگراف یعنی بیشینه دامنه طیف توان و فرکانسی که در آن دامنه طیف توان بیشینه شده است، به دست آمد.



۴-۲ ارزیابی ویژگی‌ها
به منظور تحلیل ویژگی‌های استخراج شده و بررسی این که تا چه میزان ویژگی‌های استخراج شده قادر به تشخیص دروغ هستند، ابتدا هر یک از ویژگی‌ها با میانگین صفر و واریانس یک، استاندارد شده، سپس به تحلیل آماری ویژگی‌های استخراج شده پرداخته شد. برای تشخیص ویژگی‌هایی که بیشترین اختلاف معنی دار را در پاسخ به تحریک داشته‌اند،



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

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

نوع ویژگی ها	سؤال	غیرهدف	هدف	درصد تفکیک نهایی
اعمال کل ویژگی ها	غیرهدف	۱۷۰ (٪ ۷۰/۸۳)	۷۰ (٪ ۲۹/۱۷)	٪ ۷۳/۷۵
	هدف	۱۴ (٪ ۲۲/۳۳)	۴۶ (٪ ۷۶/۶۷)	
اعمال ویژگی های بهینه	غیر هدف	۱۹۰ (٪ ۷۹/۲۰)	۵۰ (٪ ۲۰/۸۰)	٪ ۸۰/۴۵
	هدف	۱۱ (٪ ۱۸/۳۰)	۴۹ (٪ ۸۱/۷۰)	

۷۶/۶۶ محاسبه شد. با اعمال ویژگی های بهینه به شبکه خطی حساسیت ۷۹/۱۶ و اختصاصی بودن ۸۱/۶۶ به دست آمد. همچنین در هر دو حالت اختصاصی بودن نسبت به حساسیت بیشتر است و تشخیص سؤالات دروغ برای سوژه ها با درصد بالاتری انجام شده است.

۲-۵-۲- استفاده از شبکه عصبی MLP

شبکه های عصبی برای حل مسائل یادگیری در زمینه های گوناگون به کار برده شده اند. با به کار بردن داده های موجود، شبکه، روابط بین ورودی - خروجی، را یاد می گیرد. این روابط می توانند به طور کامل غیرخطی باشند. بنابراین شبکه های عصبی، مدل های رگرسیون پیچیده غیرخطی هستند که ساختار آنها به صورت تجربی معین می شود. شبکه های MLP یکی از انواع پر کاربرد شبکه های عصبی مصنوعی هستند؛ چرا که قابلیت زیادی داشته و از ساختمان ساده ای نیز برخوردارند. این شبکه دارای لایه های مخفی است و تعداد گره های لایه مورد نظر دلخواه است. پرسپترون چند لایه که با الگوریتم پس انتشار^۷ آموزش داده شود به تابع جداسازی بهینه تعریف شده با تئوری بیزین نزدیک است. قاعده فرآگیری شبکه را قاعدة دلتا یا قاعدة پس انتشار می گویند.

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

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

⁷ Back Propagation

۵- طبقه بندی داده ها

هدف نهایی در هر مسئله شناسایی الگو، تفکیک مجموعه ای از نمونه ها به دو یا چند دسته مختلف است. در این تحقیق نیز هدف تفکیک سؤالات هدف (دروغ) از غیر هدف (راست) است. بنابراین نیازمند یک ابزار برای طبقه بندی داده ها هستیم. ابزار طبقه بندی، فضای ورودی و خروجی مسئله و ارتباط بین آنها را از روی یک سری داده آموزشی یاد می گیرد. در این پژوهش از تفکیک کننده خطی^۱ و شبکه عصبی^۲ MLP و شبکه عصبی Elman استفاده شد.

۲-۱-۵-۱- استفاده از تفکیک کننده LDA

LDA روشی به طور کامل خطی است و با تعیینتابع خطی متشكل از ویژگی ها، تفکیک بین دسته های مختلف را انجام می دهد [Duda et al 2000, McLachlan 2004]. در مرحله نخست با اعمال ویژگی های انتخاب شده به عنوان ورودی به دسته بندی کننده خطی نتایج طبقه بندی و درصد صحت تفکیک کننده محاسبه شد. آموزش شبکه خطی با استفاده از روش^۳ LOO و با درنظر گرفتن فاصله ماهالانوبیس^۴ انجام گردید. بر این اساس با بیرون گذاشتن داده های یک نفر از بیست نفر، با بقیه داده ها، تعلمی شبکه انجام شده است. نتایج تفکیک کننده خطی در دو حالت، یکی با اعمال کل ویژگی های بهینه استخراج شده از آزمون T به آن محاسبه شد. جدول دو نتایج پیاده سازی را نشان می دهد. بر اساس جدول دو معیارهای طبقه بندی که شامل معیار حساسیت^۵ (نسبت تشخیص موارد غیرعادی به کل حالات غیرعادی)، معیار اختصاصی بودن^۶ (نسبت تشخیص موارد عادی به کل حالات عادی) استخراج شدند. با اعمال کل ویژگی های حساسیت ۷۰/۸۳ و اختصاصی بودن برابر

¹ Linear Discriminant Analysis (LDA)

² Multi Layer Perceptron (MLP)

³ Leave One Out (LOO)

⁴ Mahalanobis Distance

⁵ Sensitivity

⁶ Specificity

۳-۵-۲- استفاده از شبکه عصبی ELMAN

شبکه های Elman شبکه های پس انتشار دو لایه با یک ارتباط پس خورد^۱ است. ورودی ها به لایه مخفی وارد می شوند. از لایه مخفی به ورودی، یک پس خورد وجود دارد و همچنین لایه مخفی به لایه خروجی انتقال می یابد. لایه مخفی از یک تابع انتقال غیر خطی و لایه خروجی از یک تابع انتقال خطی استفاده می کند. همین پس خورد باعث می شود که الگوهای متغیر بازمان (با تأخیر) یاد گرفته شود. تعداد نرون های لایه پنهان، شبکه Elman از شبکه های دو لایه مرسوم، از این حیث که لایه اول یک ارتباط Recurrent دارد، متفاوت است. تأخیر در این ارتباط، مقادیر زمان قبل را ذخیره می کند که می تواند در مرحله بعد استفاده شود [Mandic et al 2001, Elman 2002]. برای تعیین ساختار شبکه همانند شبکه MLP تعداد گره های لایه پنهان، تعداد مرتبه آموزش، توابع تبدیل و توابع آموزش با روش سعی و خطا بهینه شد.

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

نوع ویژگی ها	سؤال	غیرهدف	هدف	درصد تفکیک نهایی
اعمال کل ویژگی ها	غیرهدف	(٪۸۳/۳۳)	(٪۱۶/۶۷)	٪۸۷/۲۹
	هدف	(٪۲۳/۳۳)	(٪۸۸/۳۳)	
اعمال ویژگی های بهینه	غیر هدف	۲۰۷	۳۳	٪۸۵/۶۲
	هدف	٪۷	٪۵۳	

با توجه به موارد ذکر شده، ساختار شبکه با هیجده نرون در لایه پنهان، تعداد مرتبه آموزش ۱۵۰، تابع تبدیل برای لایه پنهان tansig و برای لایه خروجی purelin و تابع آموزش trainlm مناسب ترین حالت خود را دارد. پس از تعیین ساختار شبکه 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 دروغ از سؤالات

^۱ Feedback

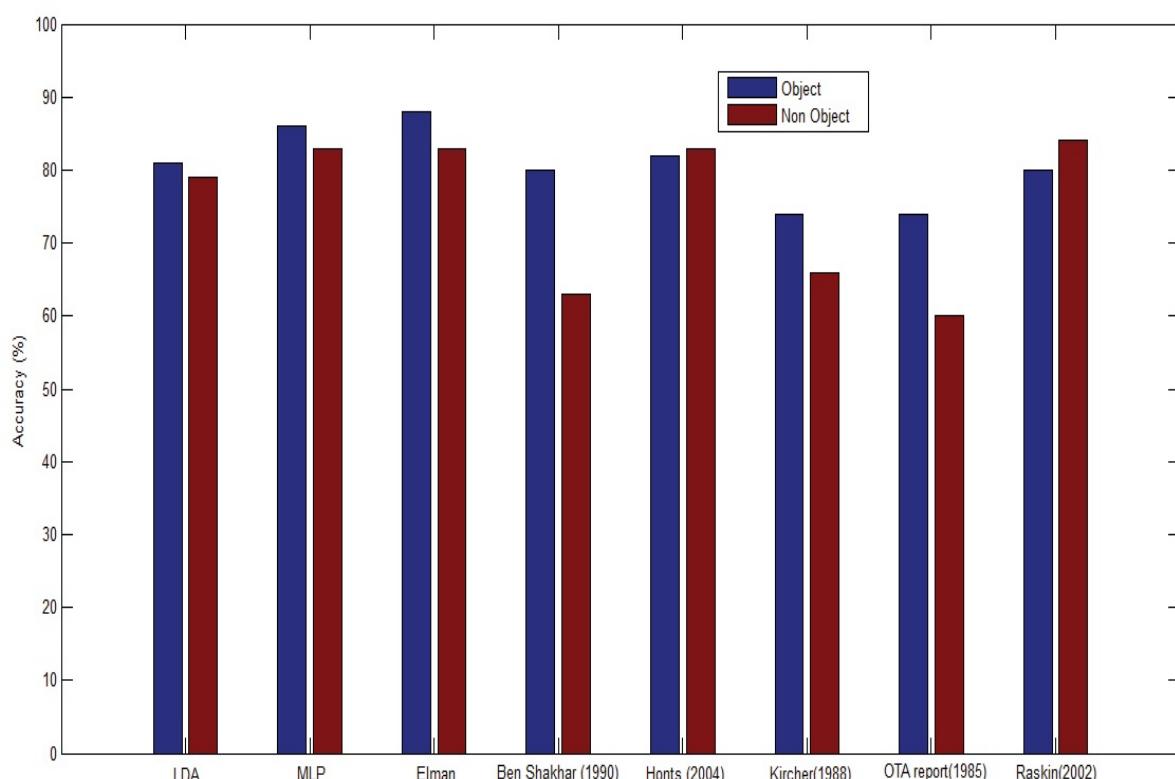
قاعدۀ دلتا مقدار تابع خطا را محاسبه کرده و آن را به عقب از یک لایه به لایۀ پیشین آن انتشار می دهد و سعی می کند تابع خطا را با میزان کردن ضرایب وزنی شبکه، کمینه کند؛ به طوری که ضرایب به دست آمده منطبق بر پایین ترین نقطۀ صفحۀ انرژی گردند. برای این منظور از روش کاهش گرادیان استفاده می شود. در این روش، مقدار تابع انرژی محاسبه می شود، سپس ضرایب وزنی در جهت بیشترین کاهش گرادیان تغییر می کنند. به طور کلی ساختار MLP [Haykin 1999] در مرحله بعدی از شبیه سازی ساختار مناسب شبکه عصبی در حالت های مختلفی از لایه پنهان، تعداد آموزش و توابع تبدیل و آموزش بررسی و ساختار بهینه بر اساس داده های موجود تعیین شد. با اعمال ماتریس ویژگی های استخراجی و همچنین با اعمال ویژگی های بهینه به دسته بندی کننده، درصد صحت تفکیک کننده محاسبه شد. تعداد گره های لایه پنهان در بازه ای شامل ۲ تا ۵۰ گره، به صورت اتفاقی مورد آزمایش قرار گرفت. مقدار شش نرون در لایه پنهان نتایج مطلوب تری تولید کرد. همچنین تعداد مرتبه آموزش که بیان گر تعداد مرتبه آموزش شبکه توسط داده های 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 در نظر گرفته شد. بنابراین همین مقدار در نظر گرفته 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 لایه پنهان، تعداد مرتبه آموزش ۳۸، تابع تبدیل برای لایه پنهان Tansig و برای لایه خروجی Purelin و تابع آموزش Trainlm مناسب ترین حالت خود را دارد. پس از تعیین ساختار شبکه و آموزش شبکه با روش LOO و درنهایت تفکیک سؤالات دروغ از سؤالات دروغ از سؤالات درنهایت تفکیک سؤالات دروغ از سؤالات راست درصد صحت طبقه بندی کننده مطابق جدول سه محاسبه شد. با اعمال کل ویژگی ها به شبکه عصبی حساسیت ۸۳/۳۳ و اختصاصی بودن برابر ۸۵ محاسبه شد. با اعمال ویژگی های بهینه به شبکه خطی حساسیت ۸۳/۳۳ و اختصاصی بودن به دست آمد. همچنین در هر دو حالت، اختصاصی بودن نسبت به حساسیت بیشتر است و تشخیص سؤالات دروغ برای سوژه ها با درصد بالاتری انجام شده است.

دارند؛ که این امر قدرت تشخیصی مناسب شبکه‌های عصبی را نشان می‌دهد. در مقایسه نتایج شبکه Elman و MLP شبکه عصبی Elman دارای درصد صحت بالاتری نسبت به MLP است. در تفکیک کننده خطی و شبکه MLP مقدار درصد صحت بیشتر با استفاده از ویژگی‌های بهینه، حاصل شده است در حالی که در شبکه Elman با کل ویژگی‌ها درصد صحت بالاتر به دست آمده است. این امر می‌تواند ارتباط پویا بین ویژگی‌ها را نشان دهد. نمودار میله‌ای شکل ۳ مقایسه ۳ بین روش حاضر را با روش‌های دیگر آزمایشگاهی پلی‌گرافی نشان می‌دهد. با توجه به نمودار میله‌ای، نتایج مطالعه حاضر قابل مقایسه با نتایج سایر روش‌ها بوده و شبکه‌های عصبی در آن بالاترین نرخ صحت در بین روش‌های آزمایشگاهی را دارد.

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

۴-۵-۲- ارزیابی Elman ، MLP و LDA

با توجه 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 شبکه خطی



شکل ۳ : مقایسه نتایج حاضر با روش‌های دیگر پلی‌گراف آزمایشگاهی

کار آزمایشگاهی است. عیب کارهای آزمایشگاهی این است که عاقب پاس شدن یا رد شدن در آزمون جدی و واقعی نبوده و شرکت‌کنندگان ممکن است آزمون را جدی نگیرند. این امر باعث کاهش اعتبار و افزایش خطا خواهد شد. این مشکل در مطالعه حاضر با استفاده از تشویق بهبود یافت. در آزمون‌های استرس‌سننجی هر دو نوع خطای FN و FP نامطلوب هستند. رخداد FN در واقع به این معناست که یک فرد دارای استرس زیاد، کم استرس تشخیص داده شود. مطالعه 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 دروغ‌سننجی بسیار مناسب بوده و می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد؛ زیرا در سامانه‌های غربال‌گری مقدار کمتر FN مورد توجه است و روش‌های غربال‌گری استرس به دنبال کم کردن 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 قوی تر همچون منطق فازی و استفاده از شبکه‌های عصبی فازی برای بهبود صحت تشخیص پیشنهاد می‌شود. بنابراین مطالعه حاضر بر اساس تعداد سیگنال‌های کمتر و هزینه ثبت پایین‌تر و با استفاده از پردازش‌های مناسب به درصد صحت ۸۷ دست یافته‌است و می‌تواند به عنوان روش مناسبی برای سامانه‌های غربال‌گری استرس‌سننجی و دروغ‌سننجی پیشنهاد شود.

تشکر و قدردانی

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

۳- بحث و نتیجه‌گیری

تاکنون تمامی سامانه‌های پلی‌گرافی که بر پایه 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]. این تحقیق با طراحی سامانه‌ای تنها با دو سیگنال حجم خون و هدایت الکتریکی پوست، تشخیص دروغ انجام شد. مطالعه حاضر با استخراج ویژگی‌های مناسب از دو سیگنال و ترکیب ویژگی‌ها و اعمال آنها به تفکیک‌کننده خطی و شبکه‌های عصبی به تفکیک دروغ پرداخته است. در بین ۸۵ MLP، ۸۰ LDA و ۸۷ Elman به دست آمد. درصد تشخیص سؤالات هدف در تفکیک‌کننده‌ها درصد صحت نهایی در ۸۶ MLP و ۸۱ LDA، در ۸۶ MLP و ۸۴ LDA در ۷۹ LDA، در ۸۳ MLP و در ۸۶ Elman به دست آمد. تشخیص سؤالات دروغ برای سوزه‌ها در هر سه روش نسبت به سؤالات راست با درصد بالاتری انجام شده است. بیشترین دقت به دست آمده برای دروغ‌سننجی با استفاده از روش استرس‌سننجی صدا و با استخراج ویژگی‌های مختلف صوتی ۸۰٪ به دست 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 شده است [Lubow et al 1996] که روش حاضر کارآمدتر از آن به نظر می‌رسد. گزارش‌ها از تصویربرداری حرارتی نیز ۷۴ درصد صحت را برای تشخیص استرس نشان می‌دهد [Derakhshan et al 2009] که در این حالت نیز مطالعه حاضر درصد بالاتری را خواهد داشت. بیشترین صحت نتایج به دست 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 توансه‌اند 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 هزینه ثبت پایین‌تر نتایج حاصل شده است. مطالعه حاضر یک روش قیاسی و

مراجع

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, "Pupilart 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 Networks for Prediction: Learning Algorithms, Architectures and Stability 2001,17(4) 471-495.

McLachlan, G. J. , Discriminant Analysis and Statistical Pattern Recognition. Wiley Interseience. (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 questions 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, Alabama 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.

Abrams M; "Psychophysiological detection of deception program"; Numerical Evaluation Scoring System; 2006, 8, 1-67.

Boualem B, Time frequency analysis and processing, signal processing research,queensland university of technology, brisbane, 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 transform 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 Temperature Signal Analysis, Modares Journal of Electrical Engineering, 2010, 4: 101-113.

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

Fabiani M, Gratton G, Coles M; "Event-Related Brain Potentials Methods, Theory and applications", 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 physiological measures in the detection of concealed information"; Physiology & Behavior; 2008,95, 333–340.

Gomez P, Danuser B; "Affective and physiological 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.



پردازش علائم هوشمند بوده و هم‌اکنون در زمینه‌
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 رایانمۀ ایشان عبارت است از:
makhilizadeh@mshdiau.ac.ir



رسول صرافان به درجه 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 سابقه 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 زمینه‌ پردازش سیگنال‌های حیاتی
به‌ویژه سیگنال‌های سایکوفیزیولوژی فعالیت دارد. وی هم
اکنون مسؤول تجهیزات پزشکی بیمارستان خاتم الانبیاء
(ع) مشهد است.

نشانی رایانمۀ ایشان عبارت است از :

rasool_sarrafan@yahoo.com



مهندی آذرنوش پس از اخذ
کارشناسی مهندسی برق – الکترونیک
از دانشگاه فردوسی مشهد در سال
۱۳۸۲، کارشناسی ارشد خود را در
رشته 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

سال ۱۳۹۱ شماره ۲ پیاپی ۱۸

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 سابقه فعالیت و
تدریس در گروه مهندسی پزشکی دانشگاه فنی و مهندسی
مشهد و دانشگاه آزاد بجنورد و دانشگاه علوم پزشکی خراسان
شمالي است. ایشان دارای سوابق فعالیت‌های پژوهشی در
مراکز تحقیقاتی دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالي است
و هم‌اکنون در زمینه‌ پردازش سیگنال‌های حیاتی به‌ویژه
سیگنال‌های سایکوفیزیولوژی و طراحی و ساخت تجهیزات
پزشکی فعالیت دارد. وی هم‌اکنون سرپرست کمیته
تحقیقات دانشجویی دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالي
است.

نشانی رایانمۀ ایشان عبارت است از :
a.younessi7@gmail.com



محمد علی خلیل زاده به درجه
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 سابقه 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

گرایش بیوالکتریک مهندسی پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی مشهد است. پردازش و تحلیل سیگنال‌های حیاتی، تجزیه و تحلیل سیگنال‌های مغزی به خصوص در حوزه تحقیقات فیزیولوژی-روانی و فرآیندهای شناختی و همچنین به کارگیری سامانه‌های فازی و روش‌های غیرخطی و آشوب‌گونه در پردازش از جمله زمینه‌های پژوهشی مورد علاقه‌وی است.

نشانی رایانمۀ ایشان عبارت است از:

M_Azarnoosh@mshdiau.ac.ir

فصلنامه
دولتی

سال ۱۳۹۱ شماره ۲ پیاپی ۱۸

