مقایسه‌ی ویژگی‌های خطی و غیرخطی سیگنال تغییرات نرخ ضربان قلب، به‌منظور کمّی‌سازی سطح استرس با استفاده از الگوریتم تکاملی و شبکه‌ی عصبی

رضا عارفی‌شیروان [۱]، محمدعلی خلیل زاده [۱،۳]، سید احسان تهامی [۱]، وحید سعادتیان [۲]

۱- دانشکده فنی مهندسی، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد

۲- دانشکده پزشکی، گروه روانپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد

۳- پژوهشکده‌ی پردازش هوشمند علائم

نویسنده‌ی عهده‌دار مکاتبات: رضا عارفی شیروان

چکیده:

سیستم اعصاب خودکار توسط دو شاخه سمپاتیک و پاراسمپاتیک، سیستم قلبی- عروقی را در شرایط مختلف کنترل می‌کند. دینامیک این سیستم متناسب با حالات روانی مختلف، از جمله استرس، دستخوش تغییرات شده و از این‌رو می‌توان به‌وسیله‌ی تحلیل سیگنال‌های خروجی آن، فعالیت سیستم اعصاب خودکار را آشکار کرد. در این تحقیق با طراحی آزمایشی مطمئن و ایجاد سطوح مختلف استرس در فرد، به‌دنبال کمّی‌سازی سطح استرس با استفاده از سیگنال HRV بوده‌ایم. با توجه به این‌که سیستم قلب ماهیت آشوب‌گونه دارد، لذا در این تحقیق دیدگاه غیرخطی نیز برای تحلیل این سیگنال به‌کار گرفته شده است. به این ترتیب علاوه بر ویژگی‌های معمول در حوزه‌ی زمان، فرکانس و زمان-فرکانس، ویژگی‌های غیرخطی نظیر آنتروپی، معیار پوآنکاره و بعد فرکتال از سیگنال HRV استخراج شده است. سپس با استفاده از ترکیب الگوریتم تکاملی و شبکه‌ی عصبی، ویژگی‌های بهینه که بیشترین درصد تفکیک بین سطوح مختلف استرس را مهیا می‌سازند، مشخص شده است و درنهایت با استفاده از شبکه‌ی عصبی و ویژگی‌های بهینه، تفکیک بین سطوح انجام شد. همچنین مقایسه‌ی ویژگی‌های خطی و غیرخطی سیگنال HRV انجام شد. نتایج به‌دست آمده نشان می‌دهد که با استفاده از ترکیب ویژگی‌های خطی و غیرخطی می‌توان به درصد تفکیک بیشتری دست یافت، درحالی‌که ویژگی‌های غیرخطی نسبت به تغییرات نمونه‌های ورودی مقاوم‌تر می‌باشند.

واژه‌های کلیدی: تغییرات نرخ ضربان قلب، استرس، بعد فرکتال، معیار پوآنکاره، آنتروپی، الگوریتم تکاملی و شبکه‌ی عصبی

۱- مقدمه

سیستم‌های فیزیولوژیک، تغییرات پیچیده‌ای در سیگنال‌های سیگنال‌های خروجی خود دارند، که بیان‌گر دینامیک واقعی آن‌ها می‌باشد. دو ویژگی شاخص سری زمانی‌های حاصل از سیستم‌های فیزیولوژیک، غیرایستایی و غیرخطی بودن آن‌ها می‌باشد[۱]. در بدن انسان سیستم اعصاب خودکار اثر مستقیم بر روی فرآیند نرخ ضربان قلب دارد؛ از این‌رو، آشکارسازی و تحلیل دینامیک پیچیده‌ی تغییرات نرخ ضربان قلب، HRV (Heart Rate Variability) می‌تواند ابزار بسیار مفیدی برای تشخیص بسیاری از بیماری‌های قلبی و حالات روانی باشد. یکی از حالات روانی نامطلوب، استرس است که باعث ایجاد تغییرات هورمونی در بدن به‌خصوص آدرنالین و یکی از عوامل ابتلا به بیماری‌های خطرناکی چون سکته‌های مغزی و قلبی و فشارخون می‌باشد و بر روی بهداشت روانی انسان نیز اثر بسیار مخربی دارد[۲]. از این‌رو یافتن معیاری برای کمّی سازی آن می‌تواند کمک شایانی به پیشگیری این عامل کند. روش-های مرسوم تحلیل سیگنال HRV، ازجمله تحلیل در حوزه‌ی زمان و فرکانس نمی‌تواند آشکارکننده‌ی کامل دینامیک این سیگنال باشد. با توجه به این‌که دینامیک فعالیت قلب از تعامل پیچیده و غیرخطی میان دو نیروی متضاد سمپاتیک و پاراسمپاتیک در سیستم اعصاب خودکار ناشی می‌شود، تحقیقات اخیر نشان داده‌اند که تحلیل‌های غیرخطی سیگنال HRV، قادرند تغییرات آن را بهتر آشکار کنند[۳].

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]

سیگنال HRV را می‌توان با استفاده از دو سیگنال ECG و فتوپلتیسموگراف (PPG) به‌صورت غیرتهاجمی، اندازه‌گیری کرد. یکی از مزایای قابل توجه استفاده از سیگنال PPG به این منظور، محدودیت کمتر سوژه در حین ثبت سیگنال می‌باشد که این مسئله می‌تواند در کاربردهای مختلف ازجمله بیوفیدبک بسیار مورد توجه باشد[۴].

در این تحقیق با طراحی آزمایشی مناسب، ابتدا سه سطح مختلف استرس، در سوژه ایجاد شد و سپس ویژگی‌های غیرخطی مربوط به سیگنال HRV همچون آنتروپی، نمودار پوآنکاره، بعد فراکتال و نیز ویژگی‌های معمول در حوزه‌ی زمان و فرکانس استخراج گردید و درنهایت با بهره‌گیری از ترکیب شبکه‌های عصبی و الگوریتم-های تکاملی، الگوهای مؤثر در افزایش میزان صحت تفکیک، انتخاب شد تا این فرآیند تفکیک، هم از نظر میزان سرعت و هم میزان صحت، نسبت به سایر روش‌های رایج مورد استفاده در دنیا بهبود یابد.

۲- روش کار

در این پژوهش از ۵۰ سوژه‌ی مرد در رده‌ی سنّی ۲۰ تا ۲۸ سال استفاده شده است. همه‌ی سوژه‌ها سالم بودند و مبتلا به بیماری قلبی نبوده‌اند. همچنین با استفاده از پرسش‌نامه‌ی STAI[۵] (State-Trait Anxiety Inventory for Adults) میزان اضطراب و استرس عمومی آن‌ها سنجیده شده، تا از حد معمول بودن آن اطمینان حاصل شود. در این روش ابتدا سوژه‌ها بر روی صندلی، روبروی صفحه‌ی نمایش رایانه‌ی ۱۷ اینچ در فاصله‌ی ۴۰ سانتی‌متری از صفحه‌ی نمایش قرار گرفته و در حین انجام آزمایش، سیگنال PPG توسط سیستم CPS ساخت شرکت stoelting با فرکانس نمونه‌برداری ۴۸ هرتز از طریق حسگری که بر روی انگشت اشاره‌ی دست نصب شده بود، ثبت شده است.

۲-۱- آزمایش ثبت‌داده

یکی از نکات قابل توجه در این تحقیق طراحی آزمایشی برای ایجاد سطوح مختلف استرس روانی در سوژه می‌باشد. طراحی و اجرای این‌گونه آزمایش‌ها باید به نحوی باشد که بتواند احساسات درونی سوژه را برای ایجاد سطح استرس مورد نظر تحریک کند. در بسیاری از تحقیقات مشابه، آزمایش ایجاد استرس بر اساس بازی‌های رایانه‌ای و یا انجام محاسبات ریاضی به‌صورت ذهنی و یا به‌طور کلی انجام عملی در زمان محدود طراحی می‌شود[۶]،[۷]. به‌همین منظور در این آزمایش از انجام محاسبات ریاضی به‌صورت ذهنی توسط فرد بهره گرفته شده است. به‌منظور ایجاد استرس، با در نظر گرفتن جایزه برای موفق‌ترین سوژه در آزمایش‌ها، انگیزه‌ی کافی برای مشارکت افراد در تحقیق ایجاد شد. تشویق و تنبیه فرد بر اساس مدت زمان انجام محاسبه‌ی عبارات ریاضی، تولید استرس می‌کند. به‌عبارت دیگر، استرس محاسباتی، تولید استرس زمانی و آن هم باعث ایجاد استرس روانی می‌شود. شکل (۱) نمایی از صفحه نمایش آزمایش را نشان می‌دهد. با توجّه به شکل (۱)، در قسمت (A) عبارت ریاضی که سوژه باید به آن جواب دهد، ظاهر می‌شود. اعداد در هر عبارت تک‌رقمی بوده و تنها از عملیات جمع و تفریق استفاده شده است. در قسمت (B)، اعداد صفر تا ۹ به‌صورت به‌هم ریخته، نمایش داده شده است که سوژه پس از محاسبه، پاسخ هر عبارت را با فشردن بر روی عدد مورد نظر، انتخاب می‌کند. در قسمت (C)، نتیجه‌ی پاسخ به‌صورت Correct, Incorrect و Time out نشان داده می‌شود. در قسمت (D)، مقدار زمان در نظر گرفته شده برای پاسخ به هر عبارت به‌صورت نوار افزایشی نشان داده می‌شود.

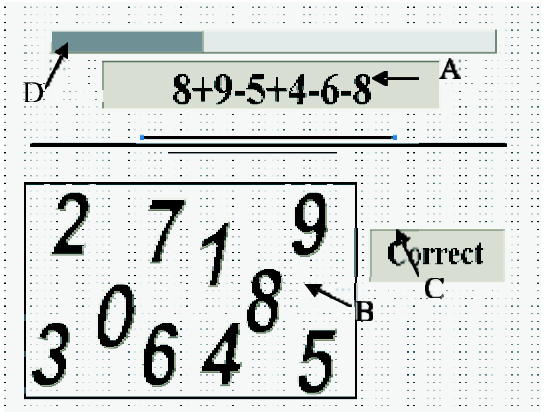
آزمایش دارای سه دوره‌ی آموزش، استراحت و آزمون می‌باشد که دوره‌ی آزمون به سه مرحله با سطح استرس کم، متوسط و زیاد تقسیم می‌شود. ابتدا سوژه در دوره‌ی آموزش به پنج عبارت ریاضی، بدون محدودیت زمان پاسخ می‌دهد. در این دوره دو هدف دنبال می‌شود:

۱- آشنایی سوژه با محیط گرافیکی آزمایش و نحوه‌ی پاسخ‌دهی. ۲- اندازه‌گیری توانایی سوژه از نظر زمان پاسخ‌دهی به عبارات ریاضی. باتوجه به این‌که توانایی سوژه‌ها در پاسخ به این عبارات ریاضی متفاوت می‌باشد، با محاسبه‌ی میانگین زمان‌های اندازه‌گیری شده، زمان مورد نظر برای پاسخ در دوره آزمون برای هر فرد مطابق با توانایی او، به‌این‌صورت محاسبه می‌شود و این زمان برای همه‌ی سوژه‌ها یکسان نیست پس از دوره‌ی آموزش، مراحل سه‌گانه‌ی دوره آزمون شروع می‌شود. قبل از شروع هر مرحله، سوژه به مدت یک دقیقه به حالت استراحت می‌رود و توسط هدفونی که بر روی گوش او قرار می‌گیرد، آهنگ ملایم و آرامش‌بخشی پخش می‌شود.

در هر مرحله از دوره‌ی آزمون، سوژه باید به ۱۰ عبارت ریاضی با محدودیت زمان پاسخ دهد. زمان در نظر گرفته شده در مرحله‌ی سطح استرس کم، متوسط و زیاد به‌ترتیب ۹۵، ۸۵ و ۷۵ درصد زمان میانگین‌گیری شده در

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]

دوره‌ی آموزش می‌باشد.



شکل(۱): صفحه نمایش آزمون

برای ایجاد استرس، زمان پاسخ‌گویی به هر عبارت در هر مرحله به دو طریق به سوژه نشان داده می‌شود: ۱- از طریق میزان پرشدن نوار در صفحه‌ی گرافیکی آزمایش. ۲- از طریق تغییر فرکانس صدای "تیک تیک" که از هدفون متناسب با زمان، پخش می‌شود. هر چه زمان باقیمانده برای پاسخ‌گویی کمتر شود، فرکانس این صدا افزایش می‌یابد. به‌منظور افزایش سطح استرس در مراحل مختلف، تغییر فرکانس صدا در همه‌ی مراحل یکسان نمی‌باشد: در مرحله‌ی سطح استرس کم، از صفر تا ۵۰ درصد زمان پاسخ‌گویی، به‌عبارت ریاضی با فرکانس کم، از ۵۰ تا ۷۰ درصد این زمان با فرکانس کمی بیشتر و از ۷۰ تا ۱۰۰ درصد این زمان با فرکانس زیاد پخش می‌شود. در مرحله‌ی استرس متوسط این تغییر فرکانس به صورت صفر تا ۳۰، ۳۰ تا ۶۰، ۶۰ تا ۱۰۰ درصد و در مرحله‌ی استرس زیاد، به‌صورت صفر تا ۱۵، ۱۵ تا ۵۰، ۵۰ تا ۱۰۰ درصد می‌باشد. همچنین علاوه بر نمایش پاسخ به هر عبارت به‌صورت نوشتاری، در صورت نتیجه‌ی پاسخ غلط، از گوشی صدای نامطلوب و در صورت پاسخ صحیح، صدای مطلوبی پخش می‌شود. به‌طور کلی سه عامل در این آزمایش باعث ایجاد استرس روانی در سوژه می‌شود:۱- محدودیت زمان پاسخ‌دهی، ۲- تغییر فرکانس صدای "تیک تیک" و ۳- انتخاب پاسخ هر عبارت در بین اعداد به‌هم ریخته. این آزمایش با استفاده از نرم‌افزار visual basic 6 طراحی شده است. این آزمایش بر روی ۵۰ سوژه انجام گرفت که از هر سوژه یک‌بار ثبت گرفته شده است. کل مدت انجام آزمایش بین ۷ تا ۹ دقیقه طول می‌کشد.

برای کسب اطمینان از عملکرد صحیح آزمایش طراحی شده و ایجاد سطح استرس مورد نظر در هر مرحله، پس از انجام آزمایش توسط پرسش‌نامه‌ای از سوژه خواسته می‌شد تا میزان استرس ایجاد شده در هر مرحله را به‌صورت نسبی بیان کند. در این صورت سیگنال‌هایی برای تحلیل استفاده می‌شد که میزان استرس مورد نظر در هر مرحله، در پرسش‌نامه توسط سوژه تأیید شده باشد.

۲-۲- پیش‌پردازش

به‌منظور حذف نویزهای فرکانس بالا، سیگنال‌های ثبت شده توسط یک فیلتر پایین‌گذر FIR درجه ۱۳۰ با فاز خطی و فرکانس قطع ۷ هرتز فیلتر شده‌اند. برای حذف استرس ناشی از شروع هر مرحله، ۲۰ درصد اول سیگنال در هر مرحله حذف می‌شد که در این صورت حدوداً در هر مرحله، یک دقیقه از سیگنال ثبت شده برای پردازش مورد استفاده قرار می‌گیرد. هنگام ثبت، سیگنال PPG ممکن است به‌دلیل اتصال نادرست یا اعمال فشار بیش از حد یا کمتر از حد معمول بین حس‌گر و محل ثبت بر روی بدن و یا به‌دلیل آرتیفکت حرکتی دچار اختلال شود و این مسئله باعث کاهش دقت در تعیین دقیق محل قله‌ها برای محاسبه‌ی HRV شود. برای از بین بردن این اثرات از موجک پیوسته با تابع پایه Mexican hat با مقیاس ۸/۱ استفاده شده است[۸]. شکل (۲) نمونه‌ای از سیگنال PPG و سیگنال بازسازی‌شده‌ی آن، توسط موجک نشان داده شده است. همان‌طور که دیده می‌شود، محل قله‌ها در سیگنال بازسازی شده بهتر مشخص می‌شود.

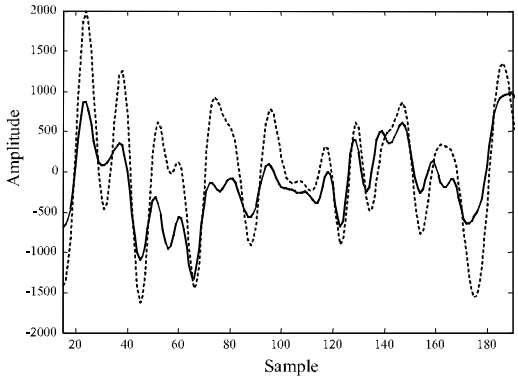
۲-۳-تعیین سیگنال HRV از سیگنال PPG

برای تعیین سیگنال HRV می‌توان از سیگنال‌های ECG و PPG استفاده کرد. هر قله در سیگنال PPG متناظر با موج R در سیگنال ECG می‌باشد. در این تحقیق با توجه به محدودیت کمتر ثبت سیگنال PPG نسبت به ECG، از سیگنال PPG برای تعیین سیگنال HRV استفاده شده است. به این منظور از الگوریتم آستانه‌ی تطبیقی به‌صورت زیر استفاده شده است[۹]:

۱- قرار دادن یک پنجره‌ی زمانی با طول سه پریود سیگنال PPG.

۲- محاسبه‌ی مقدار بیشینه و متوسط سیگنال داخل پنجره‌ی زمانی.

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]



شکل(۲): سیگنال PPG اصلی با خط کامل و سیگنال بازسازی‌شده توسط ویولت با خط نقطه چین نشان داده شده است.

۳- محاسبه‌ی مقدار آستانه‌ی تطبیقی با استفاده‌ی از رابطه‌ی (۱).

$$Threshold = (P_{w-\max} - P_{w-mean}) \times 0.7 + P_{w-mean} \quad (۱)$$

$P_{w-\max}$ مقدار بیشینه و P_{w-mean} مقدار متوسط سیگنال داخل پنجره زمانی است.

۴- قسمت‌هایی از سیگنال داخل پنجره‌ی زمانی را که از مقدار آستانه کمتر باشد صفر قرار داده و قسمت‌هایی که بزرگتر باشد با استفاده از یک فیلتر متوسط متحرک (Moving average) نرم‌سازی می‌شود.

۵- برای تعیین زمان هر قله، جایی که شیب سیگنال داخل پنجره از مثبت به منفی تغییر کرده باشد در نظر گرفته می‌شود.

۶- با استفاده از روابط (۲) و (۳) تغییرات نرخ ضربان قلب مشخص می‌شود :

$$RRI(i) = (n_{peak}(i) - n_{peak}(i-1)) \times T_s \quad (۲)$$

$$HRV(i) = \frac{1}{RR(i) - RR(i-1)} \times 60 \quad (۳)$$

که T_s زمان نمونه‌برداری بر حسب ثانیه و n_{peak} شماره‌ی نمونه‌ی هر قلّه می‌باشد.

۲-۴- استخراج ویژگی‌های غیرخطی

سیستم‌های پیچیده مانند سیستم قلبی-عروقی، نمی‌توانند دارای ماهیت خطی باشند و با در نظر گرفتن آن‌ها به‌عنوان یک سیستم غیرخطی، بهتر می‌توان به دینامیک اصلی آنها پی برد. در این تحقیق از سه نوع تحلیل غیرخطی استفاده شده است:

۲-۴-۱-آنتروپی

آنتروپی بیان‌گر میزان پیچیدگی و بی‌قاعدگی سیگنال می‌باشد [۹] که در سری زمانی‌های منظم دارای مقدار کم و در سری زمانی‌های نامنظم دارای مقدار بیشتری می‌باشد. این ویژگی را می‌توان برای سیگنال‌های جبری، اتفاقی و یا ترکیب آن‌ها استفاده کرد. در این تحقیق آنتروپی به دو طریق آنتروپی تقریبی(ApEn) [۱۱] و ویولت آنتروپی محاسبه شده است. ویولت آنتروپی هر سری زمانی Si را می‌توان از پنج روش با استفاده از روابط زیر محاسبه نمود: (برای استخراج ویژگی ویولت آنتروپی از دستورات موجود درنرم افزار MATLAB 7.2 استفاده شده است)

۱- آنتروپی شانون (E_Shannon):

$$E = -\sum_i S_i^2 \log(S_i^2) \quad (۴)$$

۲- آنتروپی P-norm (E_ norm):

$$E = \sum_i |S_i|^p = \|S\|_p^p \quad (۵)$$

۳- آنتروپی logenergy (E_logenergy):

$$E = \sum_i \log(S_i^2) \quad (۶)$$

۴- آنتروپی آستانه (E_threshold): تعداد زمان‌هایی که سیگنال از سطح آستانه P بزرگتر است.

۵- آنتروپی Sure (E_ Sure): تعداد زمان‌هایی که سیگنال از سطح آستانه P کوچتر است بعلاوه $\sum_i \min(S_i^2, P^2)$.

۲-۴-۲- معیار پوآنکاره

نمودار پوانکاره، تکنیکی نسبتاً جدید برای تحلیل دینامیک‌های غیرخطی می‌باشد. هر نقطه بر روی این نمودار به صورت (RRI(i),RRI(i+1)), i=1,2 ...,N که N طول سیگنال می‌باشد، مشخص می‌شود. از نظر آماری این نمودار، همبستگی بین فواصل متوالی R-R را به‌صورت گرافیکی نمایش می‌دهد اما مفهوم اصلی و مهّم آن این است که این نمودار یک فضای حالت دو بعدی ساخته شده از فواصل متوالی است که بیان‌گر دینامیک غیرخطی آن می‌باشد. تحلیل کمّی نمودار پوانکاره به‌صورت محاسبه‌ی انحراف معیار فواصل RRI(i) که بر روی خط y=x قرار می‌گیرند،

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]

می‌باشد که آن را با SD1 نشان می‌دهند و در واقع این نقاط، نقاط تعادل (Fix point) می‌باشند[۱۲].

Detrended Fluctuation Analysis (DFA) -۳-۴-۲

در واقع تکنیک DFA میزان وجود یا عدم وجود خواص همبستگی فرکتال را در سری زمانی کمّی می‌کند. این تکنیک برای مشخص‌کردن تغییرات این خواص به‌ازای مقیاس‌های مختلف از طول داده، گسترش یافته است. با این تکنیک می‌توان خود همانندی (self-similarity) را که در محدوده‌ی وسیعی از مقیاس‌های زمانی رخ می‌دهد، در مقیاس زمانی خاصی محاسبه کرد[۱]. برای محاسبه‌ی این معیار لازم است که ابتدا سری زمانی HRV با استفاده از معادله‌ی (۷) یکپارچه شود:

$$y(k)=\sum_{i=1}^{k}\left(RRI(i)-RRI_{avg}\right) \qquad (۷)$$

که y(k)، kامین مقدار از سری یکپارچه‌شده، RRI(i)، iامین فاصله‌ی بین دو ضربان قلب و RRI_{avg} میانگین سری زمانی حاصل از فواصل ضربان‌های قلب می‌باشد. سپس سری زمانی یکپارچه شده، به پنجره‌هایی با طول برابر n تقسیم می‌شود. در هر پنجره با طول n، خط کوچک‌ترین مربعات با سری RRI برازنده می‌شود ($y_n(k)$) و با توجه به رابطه‌ی (۸)، $F(n)$ محاسبه می‌شود:

$$F(n)=\sqrt{\frac{1}{N}\sum_{k=1}^{N}\left[y(k)-y_n(k)\right]^2} \qquad (۸)$$

که N تعداد نمونه‌های سیگنال y(k) می‌باشد. این عمل به‌ازای مقیاس‌های زمانی مختلف (طول پنجره) برای به‌دست‌آوردن رابطه‌ی بین $F(n)$و طول پنجره‌ی n، تکرار می‌شود. $F(n)$به نسبت افزایش طول پنجره، افزایش خواهد یافت. معیار DFA که با α مشخص می‌شود در واقع شیب نمودار log F(n) بر حسب log n می‌باشد.

۲-۵- استخراج ویژگی‌های خطی

۲-۵-۱- حوزه‌ی زمان

ویژگی‌های خطی استخراج شده در حوزه‌ی زمان شامل میانگین (Mean)، انحراف معیار (Sd)، واریانس (Var)، بیشترین مقدار سری‌زمانی (Max)، کمترین مقدار سری زمانی (Min)، اختلاف کمترین و بیشترین (MaxMin) مقدار سری زمانی و تعداد ضربان قلب در دقیقه (HR) می‌باشد.

۲-۵-۲-حوزه‌ی فرکانس

طیف فرکانسی سیگنال HRV شامل: باند فرکانسی خیلی کم (۰/۰۴- ۰/۰۰۸ هرتز) ، باند فرکانسی کم (۰/۱ – ۰/۰۴ هرتز) و باند فرکانسی زیاد (۰/۳ – ۰/۲ هرتز) می‌باشد [۷]. ویژگی‌های خطی استخراج شده در حوزه‌ی فرکانس، شامل توان باند فرکانسی کم (PL)، توان باند فرکانسی زیاد (PH)، نسبت توان باند فرکانسی کم به زیاد (PL/PH)، نسبت توان باند فرکانسی کم به توان کل (PH/PT) و نسبت توان باند فرکانسی زیاد به توان کل (PL/PT) می‌باشد.

همچنین هر سیگنال HRV توسط موجک پیوسته Daubechies 12 به چهار زیر سیگنال با باندهای فرکانسی مختلف (کم، متوسط، زیاد و خیلی زیاد) تجزیه شده [۱۳] و سپس توان فرکانسی هر زیر سیگنال تجزیه شده (P1,P2,P3,P4) با استفاده از روش FFT محاسبه شده است.

۲-۶- هنجار سازی ویژگی‌ها

به‌منظور کاهش وابستگی ویژگی‌ها به فرد، ویژگی‌های استخراج شده از همه‌ی سیگنال‌ها در مراحل سه‌گانه‌ی سطح استرس کم، متوسط و زیاد، هنجار شد[۱۴]. اگر بردار X_r حاوی مقادیر هر یک از ویژگی‌های استخراج شده در مرحله‌ی استراحت و بردار X_s حاوی مقادیر هر یک از ویژگی‌ها در مرحله‌ی استرس باشد، دراین‌صورت به‌منظور کاهش حساسیت به شرایط اولیه برای هر سوژه از رابطه‌ی (۹) استفاده می‌شود:

$$Y_S=\frac{X_s}{X_r} \qquad (۹)$$

که در آن Y_S نسبت هر ویژگی در حالت استرس به همان ویژگی در حالت استراحت ماقبل آن است. سپس با تقسیم هر ویژگی بر مجموع آن ویژگی در سه سطح، ویژگی هنجار می‌شود:

$$Y'_s=\frac{Y_{s_i}}{\sum Y_{s_i}} \qquad (۱۰)$$

این‌گونه هنجارسازی باعث کاهش وابستگی ویژگی‌ها به فرد می‌شود. البته لازم به ذکر است برای استفاده از رابطه (۱۰) باید مقدار ویژگی‌ها را در هر سه سطح داشته باشیم و در این صورت در زمانی که بخواهیم به صورت بلادرنگ (online) عمل کنیم، نمی‌تواند مورد استفاده قرار گیرد اما با توجه به این‌که در این تحقیق به صورت بادرنگ عمل شده و

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]

هدف، تفکیک سطوح استرس با توجّه به سیگنال‌های ثبت شده می‌باشد، می‌تواند استفاده شود. همچنین برای هنجارسازی ویژگی‌ها در محدوده [۰،۱] با استفاده از شیوه‌ی هنجارسازی max-min از رابطه‌ی (۱۱) استفاده شده است:

$$Y_{norm} = \frac{Y_s - Y_{s_{\min}}}{Y_{s_{\max}} - Y_{s_{\min}}} \qquad (۱۱)$$

۲-۷- استخراج الگوهای بهینه و طبقه‌بندی

سیگنال HRV ثبت شده مربوط به هر سوژه را در هر مرحله از آزمایش به دو قسمت مساوی تقسیم کرده و کلیه‌ی ویژگی‌های خطی و غیرخطی توضیح داده شده، از آنها استخراج شد که شامل ۱۶ ویژگی خطی و ۸ ویژگی غیرخطی می باشد. به این ترتیب تعداد کل داده‌ها ۱۰۰ عدد می‌باشد که ۷۰ درصد آن را جهت آموزش و ۳۰ درصد آن جهت آزمایش شبکه‌ی عصبی استفاده شده است. دراین مقاله سعی شده است تا ابتدا داده‌های موجود در پایگاه داده به‌منظور عملکرد بهینه‌ی سیستم‌های هوشمند هنجارسازی شوند؛ سپس با استفاده از نرم افزار MATLAB و بهره‌گیری از الگوریتم تکاملی، الگوهای بهینه و تأثیرگذار در روند تفکیک سطوح استرس تعیین شود که برای این منظور از ترکیب یک الگوریتم تکاملی و یک شبکه‌ی عصبی پرسپترون سه‌لایه MLP (Multi Layer Perceptron) استفاده شده است.

برای به‌کارگیری یک شبکه‌ی عصبی مصنوعی به‌عنوان یک طبقه‌بندی کننده‌ی مؤثر و کارآمد، باید از الگوهایی کمینه و بهینه به‌عنوان ورودی‌های شبکه‌ی عصبی استفاده نمود؛ چرا که ممکن است تمام ویژگی‌های استخراج شده در تفکیک نمونه‌های هدف از غیر هدف مفید نباشند و یا حتی در بعضی موارد ممکن است نتایج را بدتر کنند. برای حل این مشکل در این مقاله از الگوریتم تکاملی باینری‌جهت پیدا کردن ویژگی‌های غالب و بهینه کمک گرفته شده است.

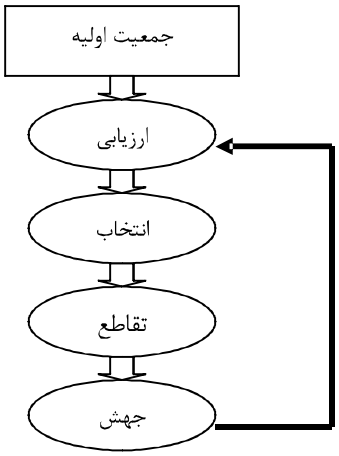
این روش که در کنار شبکه‌ی عصبی ذکر شده در محیط برنامه‌نویسی MATLAB شبیه‌سازی و اجرا گردیده است؛ در واقع ویژگی‌هایی که بیشترین قدرت تفکیک را با تابع تفکیک داده شده دارند، به ما معرفی می‌کند[۱۵]، تا درنهایت عملکرد فرآیند تفکیک بهبود یابد که این خود به‌دلیل قدرت بالا و عملکرد مطلوب الگوریتم‌های تکاملی در حل مسائل بسیار پیچیده است.

روش کار به این صورت است که مطابق شکل(۳) ابتدا یک جمعیت شامل چندین رشته در نظر گرفته می‌شود که هر رشته، شامل بیت‌هایی به تعداد ویژگی‌ها می‌باشد. در این مقاله هر رشته شامل ۲۱ بیت می‌باشد که هر بیت معرف یکی از ویژگی‌ها است. صفر بودن یک بیت نشان‌دهنده‌ی عدم وجود ویژگی و یک بودن آن نشانه وجود ویژگی مورد نظر در رشته است. این ویژگی‌ها به‌صورت تصادفی از میان تمامی ویژگی‌های موجود انتخاب می‌شود. برای هر رشته، شبکه‌ی عصبی با داده‌های آموزش به‌وسیله‌ی ورودی‌های ارائه شده در رشته‌ها آموزش داده می‌شود؛ سپس میزان برازندگی ترکیب ویژگی‌ها با استفاده از تابع برازندگی (Fitness function) (رابطه‌ی ۱۲) مورد ارزیابی قرار می‌گیرد.

$$Fitness = \frac{n_{te} \times (A_{te} + A_{tr})}{n_{tr} + N} \qquad (۱۲)$$

دراین رابطه n_{te} تعداد داده‌ها در مرحله‌ی آزمایش شبکه و به‌طور مشابه n_{tr} تعداد داده‌ها در مرحله‌ی آموزش شبکه می‌باشد. A_{te} صحّت تفکیک داده‌ها در مرحله‌ی آزمایش و A_{tr} صحّت تفکیک داده‌ها در مرحله‌ی آموزش شبکه‌ی عصبی بوده و درنهایت N بیانگر تعداد کل ویژگی‌ها می‌باشد.

در مرحله‌ی بعد، الگوریتم با استفاده از مقدار برازندگی به‌دست‌آمده، نرخ گذار (Crossover rate) و نرخ جهش(Mutation Rate) تعریف شده در جدول (۲) برای جمعیت بعدی محاسبه می‌شود و دوباره میزان درصد تفکیک با جمعیت جدید ارزیابی می‌شود و این کار به دفعات تکرار می‌گردد. تعداد دفعات تکرار الگوریتم (پارامتر تولید (Regeneration Rate)) ۵۰ در نظر گرفته شده است.



شکل(۳): الگوریتم تکاملی

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]

در انتهای روند الگوریتم، رشته‌ای را که بالاترین مقدار ارزیابی را به‌دست‌آورده است، به‌عنوان مجموعه ویژگی‌های بهینه به شبکه‌ی عصبی مصنوعی معرفی می‌نماید. مقدار پارامترهای کنترلی شبکه‌ی عصبی و نیز الگوریتم تکاملی استفاده شده در این مقاله به ترتیب در جداول (۱) و (۲) آمده است. درنهایت پس از تعیین ویژگی‌های بهینه با استفاده از یک شبکه‌ی عصبی با مشخصات مندرج در جدول (۲)، به تفکیک سطوح مختلف استرس پرداخته شده است.

جدول(۱): مشخصات ساختار شبکه عصبی پرسپترون سه لایه

ساختار شبکه عصبی	[۳ ۱] 'tansig' 'logsig'
نرخ یادگیری	۰/۰۱
خطای نهایی	۰/۱

جدول(۲): مقادیر پارامترها در الگوریتم تکاملی

مقدار جمعیت	۲۰
نرخ تقاطع	۱
نرخ جهش	۰/۰۱
مقدار تولید	۵۰

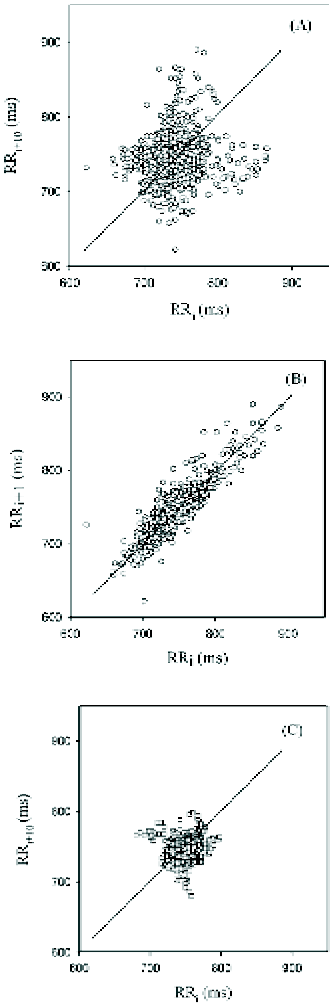
۳- نتایج

در این تحقیق با استفاده از ترکیب الگوریتم تکاملی و شبکه‌ی عصبی، ویژگی‌های بهینه به‌منظور تفکیک سه سطح مختلف استرس مشخص گردید و درنهایت با استفاده از همین ویژگی‌های بهینه و شبکه‌ی عصبی تفکیک بین سطوح انجام شد.

شکل (۴) نمونه‌ای از نمودار پوآنکاره را به‌ازای سه سطح مختلف استرس نشان می‌دهد. باتوجه به این شکل دیده می‌شود میزان تجمع نقاط و پراکندگی آنها در سطوح مختلف استرس کاملاً متفاوت است و این امر نشان‌دهنده تفاوت دینامیک این سیگنال در سطوح مختلف استرس به‌ازای این معیار می‌باشد.

شکل (۵) نمودار log F(n) بر حسب log n مربوط به سیگنال HRV را به‌ازای سه سطح مختلف استرس نشان می‌دهد. با توجه به‌شکل می‌توان گفت شیب این نمودارها که بیان‌گر ویژگی مورد نظر است، به‌ازای حالات مختلف استرس متفاوت است و بیان‌گر اختلاف در بعد فرکتال این سیگنال به‌ازای این حالات می‌باشد.

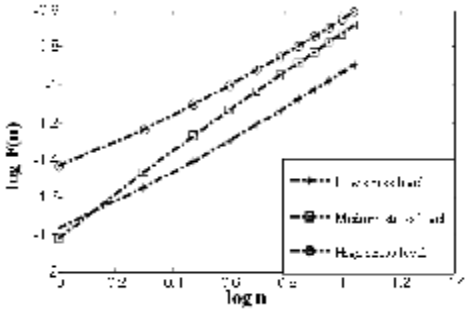
شکل (۶) نمونه‌ای از سیگنال HRV و سیگنال‌های تجزیه شده توسط ویولت پیوسته Daubechies 12 را نشان می‌دهد. هرکدام از این سیگنال‌ها در باندهای مختلف فرکانسی (خیلی کم، کم، متوسط، زیاد) دارای قله‌ی برجسته می‌باشند و توان فرکانسی در این باندها به‌ازای سطوح مختلف استرس متفاوت است. جدول (۳) ویژگی‌های بهینه‌ی خطی و غیرخطی سیگنال HRV همچنین صحت تفکیک سطوح استرس را با استفاده از این ویژگی‌ها به‌طور مجزا نشان می‌دهد که میزان صحت کلی به‌ازای ویژگی‌های خطی ۷۰/۳ درصد و غیرخطی ۷۵/۴۱ درصد می‌باشد. همان‌طور که دیده می‌شود به‌ازای تعداد ویژگی‌های غیرخطی کمتری نسبت به ویژگی‌های خطی، به صحت‌های تفکیک بالاتری رسیده شده است.



شکل(۴): نمودار پوآنکاره سیگنال RRI مربوط به سطح استرس (A) کم، (B) متوسط، (C) زیاد

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]

با مقایسه‌ی صحّت تفکیک در مراحل آموزش و آزمایش شبکه‌ی عصبی، دیده می‌شود که اختلاف آن‌ها به‌ازای ویژگی‌های غیرخطی نسبت به خطی خیلی کمتر است. این مقایسه نشان می‌دهد شبکه‌ی عصبی با ویژگی‌های غیرخطی مقاوم‌تر (Robust) آموزش دیده است.



شکل(۵): نمودار log F(n) بر حسب log n سیگنال HRV

جدول (۴) ویژگی‌های بهینه‌ی انتخاب شده از ترکیب ویژگی‌های خطی و غیرخطی سیگنال HRV و همچنین صحت تفکیک سه سطح استرس را با استفاده از این ویژگی‌ها نشان می‌دهد. همان‌طور که نتایج نشان می‌دهند سطوح نسبی کم و متوسط با صحت ۹۵ درصد، کم و زیاد با صحت ۹۰ درصد و متوسط و زیاد با صحت ۸۸/۳ درصد و به‌طور کلی با صحت ۹۱/۱ درصد تفکیک شده‌اند. با مقایسه این نتایج نسبت به نتایج حاصل از تفکیک به‌ازای ویژگی‌های خطی و غیرخطی به‌طور مجزا دیده می‌شود، صحت تفکیک به‌مقدار قابل توجهی افزایش یافته است.

۴- نتیجه‌گیری

در این مقاله سعی گردید با طراحی آزمایشی مناسب و مطمئن، سطوح مختلف استرس (کم، متوسط و زیاد) را در سوژه ایجاد کرده و با استفاده از روش‌های هوشمند به‌منظور افزایش میزان صحت در تفکیک این سطوح، ویژگی‌های بهینه مشخص شده و به کمک آنها و شبکه‌ی عصبی عملیات تفکیک بین سطوح صورت گیرد. به این منظور ابتدا با بهره‌گیری از ترکیب الگوریتم تکاملی و شبکه‌ی عصبی، الگوهای بهینه تأثیرگذار در تفکیک سطوح مختلف که ترکیبی از ویژگی‌های خطی و غیرخطی بوده، مشخص شد.

جدول(۳): ویژگی‌های بهینه خطی و غیرخطی سیگنال HRV و صحت تفکیک سطوح مختلف استرس

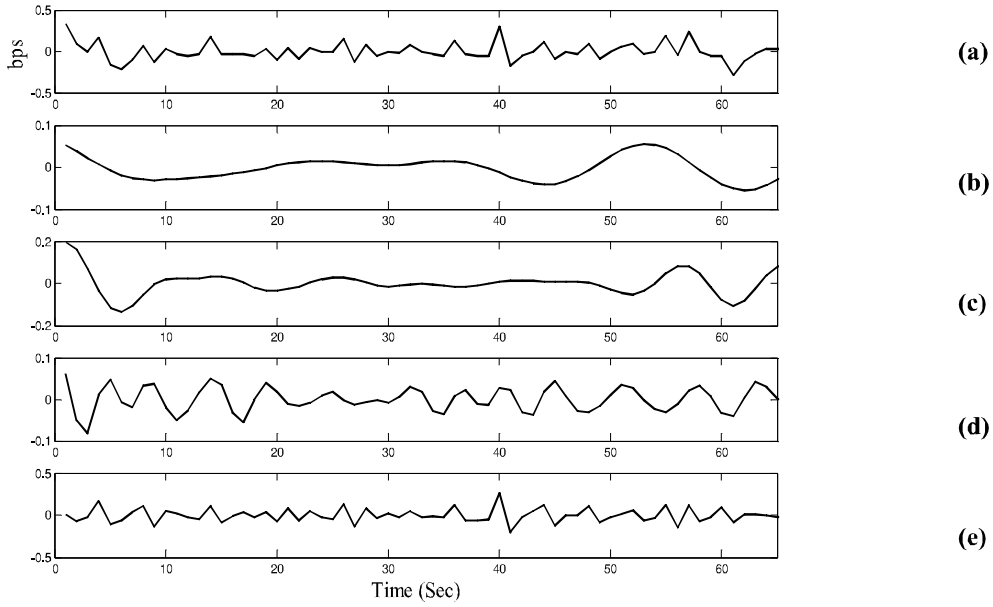
سطوح مختلف استرس	ویژگی‌های بهینه		میزان صحت داده‌ها (٪)			
			ویژگی‌های خطی		ویژگی‌های غیر خطی	
	خطی	غیرخطی	آموزش	آزمایش	آموزش	آزمایش
کم و متوسط	PL/PH ,Var, Sd , Max, HR, P1, P3	E_shannon, SD1, α, ApEn	۸۲	۷۳	۷۸	۷۶
کم و زیاد	PH, PL/PH, PH/PT, Max	E_shannon, E_logenergy, SD1	۸۵	۷۶/۹۲	۸۱/۲	۷۹/۲۳
متوسط و زیاد	PL, Mean , Var , Sd , Max_min_HRV, P1	E_shannon, SD1, α	۷۶	۶۱	۷۵	۷۱
	میزان صحت کلی داده‌های آزمایش			۷۰/۳		۷۵/۴۱

در این تحقیق با توجه به نتایج به‌دست‌آمده در جداول ۳ و ۴ و مقایسه‌ی میزان صحت داده‌ها در مرحله‌ی آزمایش به‌ازای ویژگی‌های خطی و غیرخطی و ترکیب آنها، این نتیجه به‌دست‌آمد که به‌ازای ویژگی‌های غیرخطی نسبت به خطی، صحت تفکیک افزایش یافته است. این امر بیان‌گر آن است که ویژگی‌های غیرخطی بهتر می‌توانند دینامیک سیگنال HRV را آشکار کنند. اختلاف کمتر صحت تفکیک در مرحله‌ی آموزش و آزمایش شبکه‌ی عصبی به‌ازای ویژگی‌های غیرخطی نیز می‌تواند این نتیجه را تأیید کند. به این ترتیب شبکه‌ی عصبی به ازای داده‌های جدید مقاوم‌تر می‌باشد.

از تحقیقات مشابهی که در زمینه‌ی استرس انجام شد می‌توان به تحقیق *ژای*[1] و همکارانش [۲۰] اشاره کرد که از پروتکل ایجاد استرس بر اساس stroop test و ثبت سیگنال‌های ضربان حجم خون (BVP)، هدایت الکتریکی

[1] Zhai

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]



شکل (۶): (a) سیگنال HRV، (b-e) سیگنال‌های تجزیه شده توسط ویولت

پوست (GSR) و تغییرات نرخ ضربان قلب (HRV)، تغییرات قطر مردمک چشم (PD) و دمای پوست (ST) استفاده کردند. آنها در این آزمایش، دو سطح استرس کم و زیاد را ایجاد کرده و پس از استخراج ویژگی‌های خطی در حوزه‌ی زمان و فرکانس از سیگنال‌های ثبت شده، در مقیاس یک دقیقه‌ای، با استفاده از طبقه‌بندی‌کننده SVM به صحت ۹۰/۱ درصد در تفکیک دو سطح استرس دست یافتند. *جنی‌فر*[2] و همکارانش [۲۱] نیز در تحقیقی سطح استرس فرد را بر اساس رانندگی در جاده‌های مختلف با ثبت سیگنال‌های EMG، EDA و ECG سنجیدند. آن‌ها پس از استخراج ویژگی‌های خطی مختلف از سیگنال‌ها در مقیاس ۵ دقیقه‌ای، به صحت تفکیک ۹۷/۴ درصد در تفکیک سه سطح استرس کم، متوسط و زیاد دست یافتند.

علاوه بر این، تحقیقات مشابه دیگری نیز می‌باشد که ویژگی‌های مختلف خطی و غیرخطی را در تعیین سطح استرس، با آزمایش‌های ثبت داده‌ی گوناگون مورد بررسی قرار داده‌اند [۴]، [۱۸]، [۲۲]، [۲۳]. یکی از نکات اساسی که به‌نظر می‌رسد در اکثر آزمایش‌های ثبت داده در تحقیقات در زمینه‌ی استرس مورد توجه قرار نگرفته است، تفاوت توانایی افراد در پاسخ به آزمایش‌ها می‌باشد. با توجه به این‌که افراد از نظر استعداد و توانایی، تفاوت‌های بسیاری دارند، آزمایش ثبت داده باید بر اساس شرایط فرد صورت گیرد. در آزمایش ثبت داده‌ی طراحی‌شده در این تحقیق برای در نظر گرفتن این مسئله، در مرحله‌ی آموزش، توانایی فرد از نظر زمانی، در پاسخ به عبارت، سنجیده می‌شود و در مرحله‌ی آزمایش زمان‌های پاسخگویی بر اساس توانایی فرد اعمال می‌شود. بدین ترتیب آزمایش ثبت داده کنترل‌شده‌تر انجام می‌شود.

با مقایسه‌ی صحت تفکیک در این تحقیق و سایر تحقیقات مشابه، تفاوت چشم‌گیری به‌نظر نمی‌رسد. امّا نکته‌ی قابل توجه آن است که در این تحقیق تنها با استفاده از سیگنال HRV به این نتیجه نایل شدیم در حالی که در سایر تحقیقات مشابه از ترکیب ویژگی‌های چندین سیگنال سایکوفیزیولوژی استفاده کرده‌اند که این می‌تواند از نقاط برجسته‌ی این تحقیق باشد.

از دلایل اساسی رسیدن به نتایج صحت مشابه تنها با استفاده از سیگنال HRV را می‌توان بهره‌گیری از تحلیل غیرخطی و استخراج ویژگی‌های آشوب‌گونه در این تحقیق دانست. با توجه به اینکه سیگنال‌های فیزیولوژیک بدن رفتاری غیرخطی و آشوب‌گونه دارند، این نتیجه بدیهی است که ویژگی‌های غیرخطی بهتر می‌توانند دینامیک سیگنال HRV را آشکار کنند. از دلایل دیگر رسیدن به این نتیجه، می‌توان به آزمایش ثبت داده‌ی طراحی شده در این تحقیق اشاره کرد. در این آزمایش سعی شده است عوامل استرس‌زا به نحوی گنجانده شود که بتواند به‌خوبی سطح استرس مورد نظر را در هر فرد به‌وجود آورد. در نظر گرفتن توانایی هر فرد نیز باعث شده آزمایش کنترل شده‌تر و مطمئن‌تر شود.

همچنین استفاده از ترکیب شبکه‌ی عصبی و الگوریتم ژنتیک در انتخاب ویژگی‌های بهینه و تفکیک سطوح

[2] Jennifer

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]

استرس، می‌تواند از دلایل دیگر رسیدن به این نتایج باشد. به‌این ترتیب تنها ویژگی‌هایی انتخاب شده‌اند که قادر باشند شبکه‌ی عصبی را به‌خوبی آموزش دهند و درنتیجه صحت تفکیک افزایش یابد. البته بهتر است به‌منظور افزایش اعتبار نتایج تفکیک در این روش، داده‌ها به سه دسته آموزش، آزمایش و تصدیق تقسیم و در مرحله‌ی انتخاب ویژگی‌های

(جدول ۴): ویژگی‌های بهینه ترکیبی خطی و غیرخطی سیگنال HRV و صحت تفکیک سطوح مختلف استرس

سطوح مختلف استرس	ویژگی‌های بهینه	میزان صحت داده ها (٪)	
		آموزش	آزمایش
کم و متوسط	PL, PH/PT, P2, P4, E_logenergy, α, SD1	۹۷	۹۵
کم و زیاد	PL, PL/PT, Var, HR, P1, P2, P3, P4, E_logenergy, SD1, ApEn , α	۹۲	۹۰
متوسط و زیاد	PL, P2, P3, E_logenergy, α, ApEn	۹۰	۸۸/۳
	میزان صحت کلی داده‌های آزمایش		۹۱/۱

بهینه تنها از داده‌های آموزش و تصدیق استفاده شود. عدم انجام این امر می‌تواند در رسیدن به نتایج این تحقیق مؤثر باشد.

بدیهی است که هرچه مقیاس زمانی در تعیین سطح استرس کمتر باشد، بهتر است. در اکثر تحقیقات مشابه، این مقیاس در حدود چند دقیقه می‌باشد درحالی‌که در این آزمایش این مقیاس ۳۰ ثانیه می‌باشد. یکی از کاربردهای این مسئله بحث بیوفیدبک می‌باشد که هرچه بازه‌ی زمان تعیین استرس کمتر باشد، فرد سریع‌تر می‌تواند به استرس ایجاد شده پاسخ بدهد.

با توجه به صحت تفکیک داده‌ها در سطوح مختلف استرس در جداول، دیده می‌شود تفکیک برخی سطوح با صحت بالاتری و برخی دیگر با صحت کمتری صورت گرفته است. علت این امر می‌تواند متعدد باشد. شاید یکی از این عوامل مربوط به نحوه‌ی طراحی آزمایش ایجاد استرس باشد، که به‌خوبی نتوانسته سطح استرس مورد نظر را ایجاد کند و علت دیگر می‌تواند اختلاف جزئی دینامیک HRV در برخی سطوح باشد که ویژگی‌های مورد استفاده در تحقیق نتوانسته به‌خوبی آن را آشکار سازد.

درنهایت می‌توان اشاره کرد که اگر در این تحقیق از سیگنال‌های سایکوفیزیولوژی دیگر در کنار این سیگنال و همچنین از طولانی‌تر کردن مقیاس زمانی برای استخراج ویژگی، استفاده شود، نتایج بهتری حاصل خواهد شد.

۶- مراجع

[1] R. YEH J. SHIEH, Y. HAN2, Y. WANG, S. TSENG, "Detrended Fluctuation Analyses of Short term Heart Rate Variability in Surgical Intensive Care Units", BIOMEDICAL ENGINEERING APPLICATIONS, BASIS & COMMUNICATIONS, Vol. 18, pp. 67-72, April 2006.

[2] J. Andrich, T. Schmitz, C. Saft, et al, "Autonomic nervous system function in Huntington's disease," J-Neurol-Neurosurg-Psychiatry, vol. 72, pp. 726-31, 2002.

[3] F. Lombardi . Chaos theory,"heart rate variability, and Arrhythmic mortality", Circulation, Vol. 10, pp. 8–10,2000.

[4] V. SHUSTERMAN and O. BARNEA, " Sympathetic Nervous System Activity in Stress and Biofeedback Relaxation", IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE, pp.52-57, MARCH/APRIL, 2005.

[5] C. D. Spielberger, "State-Trait Anxiety Inventory for Adults",

[6] http://www.mindgarden.com/products/staisad.htm.

[7] K. Dedovic, R. Renwick, N. Khalili Mahani," The Montreal Imaging Stress Task: using functional imaging to investigate the effects of perceiving and processing psychosocial stress in the human brain", CMA Media Inc, 2005.

[8] C. Soga and C.Wada, "Quantitative assessment of physiological stress effect correlated with mood states", SICE annual conference in Sapporo, PP. 2261-2265, japon, 2006.

[9] Y. Y. Gu, Y. T. Zhang," Reducing the Influence of Contacting Force Applied on Photoplethysmographic Sensor on Heart Rate Variability Estimation ", Proc. of 25th Annu. Conf. IEEE EMBS, Vol. 21 , pp. 2618–2620, Sep,2003.

[10] R. D. Wan , L. J. Woo,"Feature Extraction and Emotion Classification Using Bio-Signal", IEEE TRANSACTIONS ON ENGINEERING,

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]

COMPUTING AND TECHNOLOGY, Vol. 2 , pp. 317–320, June. 2004.

[11] S. Pincus," Approximate entropy as a measure of system complexity", Proc. Nat. Acad. Sci. USA, Vol. 88, pp. 2297-301,1991.

[12] Y. Fusheng, T. Qingyu,"Approximate entropy and its application in biosignal analysis. [In:] Nonlinear biomedical signal processing", Vol II: Dynamic analysis and modeling (ed. Metin Akay), New York: IEEE Press and John Wiley & Sons, Inc. pp. 72-91, 2001.

[13] C. Lerma, O. Infante, H. Grovas, M. V. Jose, " Poincare´ plot indexes of heart rate variability capture dynamic adaptations after haemodialysis in chronic renal failure patients",Clin. Physiol. & Func. Im., Vol. 23, pp72–80, 2003.

[14] E. Ganiero, M. Risk, J. F. Sobh, A.Wamirez, J. P. Saul," Heart Rate Variability Analysis Using Wavelet Transform", Computeirs in Cardiology,IEEE,1996.

[15] J. A. Healey and R. W. Picard," Detecting Stress During Real-World Driving Tasks Using Physiological Sensors ", IEEE TRANSACTIONS ON INTELLIGENT TRANSPORTATION SYSTEMS, VOL. 6, NO. 2, JUNE 2005.

[16] S.R.Jang "Neuro-Fuzzy and Soft Computing", Prentice hall,1997.

[17] G. Kudaiberdieva, B. Görenek, B.Timuralp, " Heart rate variability as a predictor of sudden cardiac death",Anatol J Cardiol, Suppl , pp. 68-70, 2007.

[18] S. H. Liu, C. T. Lin and W. H. Chao," The Short-Time Fractal Scaling of Heart Rate Variability to Estimate the Mental Stress of Driver", Proceedings of the International Conference on Networking, Sensing & Control , IEEE, pp. 21-23, 2004.

[19] K, Stein, A. Reddy," Non-Linear Heart Rate Variability and Risk Stratification in Cardiovascular Disease",Indian Pacing and Electrophysiology Journal (ISSN 0972-6292), 5(3): 210-220 ,2005.

[20] J. Zhai, A. B. Barreto, C. Chin, C. Li,"Realization of Stress Detection using Psychophysiological Signals for Improvement of Human-Computer Interactions",IEEE TRANSACTIONS ON INTELLIGENT TRANSPORTATION SYSTEMS, VOL. 5, NO. 3, JUNE 2005.

[21] A. Jennifer,W. Rosalind,"Detecting Stress During Real-World Driving Tasks Using Physiological Sensors", IEEE TRANSACTIONS ON INTELLIGENT TRANSPORTATION SYSTEMS, VOL. 6, NO. 2, JUNE 2005.

[22] H. M. Seong, J. S. Lee," The Analysis of Mental Stress using Time-Frequency Distribution of Heart Rate Variability Signal",Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, CA, USA • September 1-5, 2004.

[23] F. Wang, K. Sagawa, H. Inooka," Time Domain Heart Rate Variability Index for Assessment of Dynamic Stress", Computers in Cardiology IEEE Vol25, pp. 97-100, 1998.



رضا عارفی شیروان درجه‌ی کارشناسی خود را در رشته‌ی مهندسی برق- الکترونیک در سال ۱۳۸۲ از دانشگاه آزاد اسلامی واحد بجنورد و مدرک کارشناسی ارشد در رشته‌ی مهندسی پزشکی - بیوالکتریک را در سال ۱۳۸۶ از دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد اخذ نموده است. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقه‌ی وی پردازش و تحلیل سیگنال‌های حیاتی، تحلیل فرآیندهای سایکوفیزیولوژیکی و بررسی عملکرد سیستم‌های غیرخطی با دینامیک آشوبی می‌باشد.
نشانی پست الکترونیکی ایشان عبارت است از:
arefi.reza@googhmail.com



محمدعلی خلیل‌زاده درجه‌ی 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 موفّق به دریافت درجه‌ی دکتری تخصصی مهندسی برق- مهندسی پزشکی از دانشگاه تربیت مدرس شد. وی دارای سابقه‌ی فعالیت و تدریس در گروه مهندسی پزشکی دانشگاه شاهد، دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر و دانشکده مهندسی پزشکی واحد علوم و تحقیقات دانشگاه آزاد اسلامی در دوره‌های کارشناسی و تحصیلات تکمیلی می‌باشد. ایشان دارای سوابق فعالیت‌های پژوهشی در جهاد دانشگاهی صنعتی شریف و پژوهشکده پردازش هوشمند علائم بوده و هم اکنون در زمینه‌ی اندازه‌گیری، پردازش و تحلیل سیگنال‌های حیاتی، به‌ویژه سیگنال‌های مغزی، مدل‌سازی سیستم‌های حیاتی، تحلیل فرآیندهای درکی و سایکوفیزیولوژیکی در انسان فعالیت دارد. وی هم اکنون مدیر گروه مهندسی پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی مشهد است.
نشانی (رایانامک) پست الکترونیکی ایشان عبارت است از:
makhlilzadeh@yahoo.com

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]



سید احسان تهامی درجه‌ی کارشناسی خود را در رشته‌ی مهندسی برق- الکترونیک در سال ۱۳۷۷ از دانشگاه صنعتی شاهرود و مدرک کارشناسی ارشد در رشته‌ی مهندسی پزشکی - بیوالکتریک را در سال ۱۳۸۵ از دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد اخذ نموده است. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقه‌ی وی کنترل فازی، روش‌های بهینه‌سازی هوشمند و بررسی عملکرد سیستم‌های غیرخطی با دینامیک آشوبی می‌باشد.
نشانی (رایانامک) پست الکترونیکی ایشان عبارت است از:
ehsantahami@yahoo.com



وحید سعادتیان درجه‌ی پزشکی عمومی خود را در سال ۱۳۷۱ از دانشگاه علوم پزشکی مشهد و بورد تخصصی روانپزشکی را در سال ۱۳۷۸ از دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی تهران اخذ نموده است. در حال حاضر استادیار دانشگاه آزاد اسلامی مشهد و مدیر گروه روانپزشکی این دانشگاه می باشد.
نشانی (رایانامک) پست الکترونیکی ایشان عبارت است از:
Drsaadatian2005@yahoo.com

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2026-11-22]