

# SID



سرویس های ویژه



سرویس ترجمه تخصصی



کارگاه های آموزشی



بلاگ مرکز اطلاعات علمی



سامانه ویراستاری STES



فیلم های آموزشی

## کارگاه های آموزشی مرکز اطلاعات علمی جهاد دانشگاهی

کارگاه آنلاین  
بررسی مقابله ای متون (مقدماتی)

کارگاه آنلاین  
پروپوزال نویسی و پایان نامه نویسی

کارگاه آنلاین آشنایی با پایگاه های اطلاعات علمی بین المللی و ترند های جستجو

## تحلیل غیر خطی سیگنال تغییرات نرخ ضربان قلب به منظور کمی سازی سطح استرس

رضا عارفی شیروان\*<sup>۱</sup>، محمد علی خلیل زاده<sup>۱</sup>، وحید سعادتیان<sup>۲</sup>، سید محمد رضا هاشمی گلپایگانی<sup>۳</sup>

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

۲- پژوهشکده پردازش هوشمند علائم- دانشکده فنی مهندسی، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد

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

۳- دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر

E-mail: arefi.reza@gmail.com

\* نویسنده مسئول مکاتبات

### چکیده

سیستم اعصاب خودکار توسط دو شاخه سمپاتیک و پاراسمپاتیک، سیستم قلبی- عروقی را در شرایط مختلف کنترل می کند. دینامیک سیگنال HRV متناسب با حالات روانی مختلف از جمله استرس دستخوش تغییرات شده و از این رو می توان به وسیله تحلیل آن، فعالیت سیستم اعصاب خودکار را آشکار کرد. در این تحقیق با طراحی آزمایشی مطمئن و ایجاد سطوح مختلف استرس در فرد به دنبال کمی سازی سطح استرس با استفاده از HRV بوده ایم. با توجه به اینکه سیستم قلب رفتاری آشوبگونه دارد، در این تحقیق دیدگاه غیرخطی برای تحلیل این سیگنال به کار گرفته شده است. به این منظور ویژگی های خطی معمول در حوزه زمان و فرکانس و همچنین ویژگی های غیرخطی ویولت آنتروپی، معیار پوانکاره و بعد فراکتال از سیگنال HRV استخراج شده است. سپس این دو دسته ویژگی از نظر قابلیت تفکیک سطوح مختلف استرس به صورت مجزا و ترکیبی مورد ارزیابی قرار گرفته است. نتایج بدست آمده در این تحقیق نشان می دهند که ویژگی های غیرخطی می توانند شاخص های بسیار خوبی نسبت به ویژگی های خطی برای تحلیل سیگنال HRV و تعیین سطح استرس باشند. همچنین با توجه به نتایج بدست آمده، می توان امید داشت با ترکیب ویژگی های خطی و غیرخطی به شاخص های بهتری برای کمی سازی سطح استرس دست یافت.

واژه های کلیدی: تغییرات نرخ ضربان قلب، استرس، بعد فراکتال، معیار پوانکاره، ویولت آنتروپی

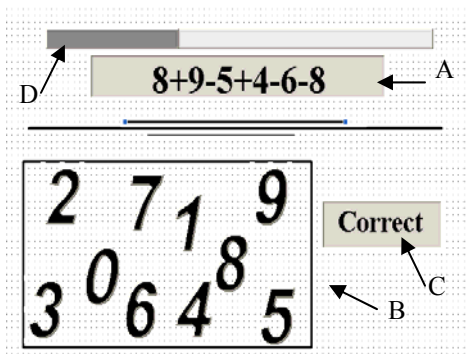
HRV (Heart Rate Variability) می تواند ابزار بسیار مفیدی

برای تشخیص بسیاری از بیماری های قلبی و حالات روانی باشد. یکی از حالات روانی نامطلوب، استرس است که باعث ایجاد تغییرات هورمونی در بدن خصوصاً آدرنالین و سایر هورمون ها شده و یکی از عوامل ابتلا به بیماری های خطرناکی چون سکتته های مغزی و قلبی و فشارخون بوده و بر روی بهداشت روانی انسان نیز اثر بسیار مخربی دارد [۱]. از این رو یافتن معیاری برای کمی سازی آن می تواند کمک شایانی به پیشگیری این عامل کند. روش های مرسوم تحلیل سیگنال

### ۱- مقدمه

سیستم های فیزیولوژیک دارای تغییرات پیچیده در سیگنال های خروجی خود می باشند که بیانگر دینامیک واقعی آنها می باشد. دو ویژگی شاخص سری زمانی حاصل از سیستم های فیزیولوژیک غیرایستایی و غیرخطی بودن آنها می باشد. در بدن انسان سیستم اعصاب خودکار اثر مستقیم بر روی فرایند نرخ ضربان قلب دارد. از این رو، آشکارسازی و تحلیل دینامیک پیچیده تغییرات نرخ ضربان قلب

تحریک کند. این آزمایش بر اساس انجام محاسبات ریاضی به صورت ذهنی می‌باشد. شکل ۱ نمایی از صفحه نمایش آزمایش را نشان می‌دهد. با توجه به شکل ۱، در قسمت (A) عبارت ریاضی که سوژه باید به آن جواب بدهد، ظاهر می‌شود. اعداد در هر عبارت تک رقمی بوده و تنها از عملیات جمع و تفریق استفاده شده است. در قسمت (B)، اعداد صفر تا ۹ به صورت بهم ریخته نمایش داده شده است که سوژه پس از محاسبه، پاسخ هر عبارت را با کلیک بر روی عدد مورد نظر انتخاب می‌کند. در قسمت (C)، نتیجه پاسخ سوژه به صورت correct, uncorrect و Time out نشان داده می‌شود. در قسمت (D)، مقدار زمان در نظر گرفته شده برای پاسخ به هر عبارت به صورت نوار افزایشی نشان داده شده است.



شکل ۱: صفحه نمایش آزمون

آزمایش دارای سه دوره آموزش، استراحت و آزمون می‌باشد که دوره آزمون به سه مرحله سطح استرس کم، متوسط و زیاد تقسیم می‌شود. ابتدا سوژه در دوره 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 نحوه پاسخ‌دهی. ۲- اندازه‌گیری توانایی سوژه از نظر زمان پاسخ‌دهی به عبارات ریاضی. با توجه به اینکه توانایی سوژه‌ها در پاسخ به این عبارات ریاضی متفاوت می‌باشد، با محاسبه میانگین زمان‌های اندازه‌گیری شده، زمان مورد نظر برای پاسخ در دوره آزمون برای هر فرد مطابق با توانایی او، به این صورت محاسبه می‌شود و این زمان برای همه سوژه‌ها یکسان نیست.

پس از دوره آموزش، مراحل سه‌گانه 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 سوژه قرار می‌گیرد، آهنگ ملایم و آرامش‌بخشی پخش می‌شود. در هر مرحله از دوره آزمون سوژه باید به ۱۰ عبارت

HRV از جمله تحلیل در حوزه زمان و فرکانس نمی‌تواند آشکارکننده کامل دینامیک این سیگنال باشد. با توجه به این که 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 HRV قادرند تغییرات آن را دقیق‌تر آشکار کنند [۲].

HRV را می‌توان با استفاده از دو سیگنال ECG و پلتیسموگراف (PPG) به صورت 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 از جمله بیوفیدبک بسیار مورد توجه باشد [۳].

در این تحقیق با طراحی آزمایشی مناسب، سه سطح مختلف استرس را در سوژه ایجاد کرده و با استفاده از سیگنال HRV ثبت شده و استخراج ویژگی‌های غیرخطی ویولت آنتروپی، نمودار پوانکاره، بعد فراکتال بدنبال بدست آوردن ویژگی‌های بهینه برای تفکیک این سطوح بوده‌ایم. همچنین برای مقایسه تحلیل خطی و غیرخطی این سیگنال ویژگی‌های معمول در حوزه زمان و فرکانس نیز استخراج شده است.

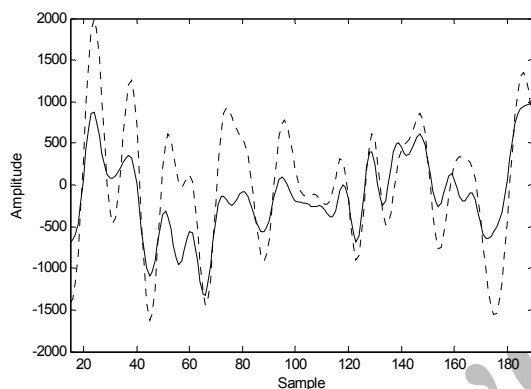
## ۲- روش کار

در این پژوهش از ۲۰ سوژه مرد در رده سنی ۲۰ تا ۲۸ سال استفاده شده است. همه سوژه‌ها سالم بوده و مبتلا به بیماری قلبی نبوده‌اند. همچنین با استفاده از پرسشنامه معروف STAT [۴] میزان اضطراب و استرس عمومی آنها سنجیده شده، که در حد معمول باشد. سوژه‌ها بر روی صندلی، روبروی صفحه نمایش رایانه ۱۷ اینچ در فاصله ۴۰ سانتی متری از صفحه نمایش قرار گرفته و در حین انجام آزمایش سیگنال PPG توسط سیستم CPS ساخت شرکت stoelting با فرکانس نمونه برداری ۴۸ هرتز از طریق سنسوری که بر روی انگشت اشاره دست نصب شده بود، ثبت شده است.

### ۲-۱- آزمایش ثبت داده

یکی از نکات قابل توجه در این تحقیق طراحی آزمایشی برای ایجاد سطوح مختلف استرس روانی در سوژه می‌باشد. طراحی و اجرای اینگونه آزمایشات باید به نحوی باشد که بتواند احساسات درونی سوژه را برای ایجاد سطح استرس مورد نظر

از شروع هر مرحله، ۲۰ درصد اول سیگنال در هر مرحله حذف می‌شود. هنگام ثبت سیگنال PPG ممکن است به دلیل اتصال نادرست یا اعمال فشار بیش از حد یا کمتر از حد معمول بین سنسور و محل ثبت بر روی بدن و یا بدلیل آرتیفکت حرکتی دچار اختلال شود و این مسئله باعث کاهش دقت در تعیین دقیق محل قله‌ها برای محاسبه HRV شود. برای از بین بردن این اثرات از ویولت پیوسته با تابع پایه Mexican hat با مقیاس 8.1 استفاده شده است [۵]. شکل ۲ نمونه‌ای از سیگنال PPG و سیگنال بازسازی شده آن توسط ویولت نشان داده شده است. همانطور که دیده می‌شود محل قله‌ها در سیگنال بازسازی شده بهتر مشخص می‌شود.



شکل ۲: سیگنال PPG اصلی با خط کامل و سیگنال بازسازی شده از ویولت با خط نقطه چین نشان داده شده است.

### 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 [۴]. 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 آستانه تطبیقی به صورت زیر استفاده شده است [۶]:

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

۲- محاسبه مقدار ماکزیمم و متوسط سیگنال داخل پنجره زمانی.

۳- محاسبه مقدار آستانه تطبیقی با استفاده از رابطه (۱).

$$Threshold = (P_{w-max} - P_{w-mean}) \times 0.7 + P_{w-mean} \quad (1)$$

ریاضی با محدودیت زمان پاسخ دهد. زمان در نظر گرفته شده در مرحله سطح استرس کم، متوسط و زیاد بترتیب ۹۵، ۸۵ و ۷۵ درصد زمان میانگیری شده در دوره آموزش می‌باشد. برای ایجاد استرس، زمان پاسخ‌گویی به هر عبارت در هر مرحله به دو طریق به سوژه نشان داده می‌شود: ۱- از طریق میزان پر شدن نوار در صفحه 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. برای افزایش سطح استرس در مراحل مختلف، تغییر فرکانس صدا در همه مراحل یکسان نمی‌باشد: در مرحله سطح استرس کم، از صفر تا ۵۰ درصد زمان پاسخگویی به عبارت 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 مرحله استرس متوسط این تغییر فرکانس به صورت صفر تا ۳۰، ۳۰ تا ۶۰، ۶۰ تا ۱۰۰ درصد و در مرحله استرس زیاد به صورت صفر تا ۱۵، ۱۵ تا ۵۰، ۵۰ تا ۱۰۰ درصد می‌باشد. همچنین علاوه بر نمایش نتیجه پاسخ به هر عبارت به صورت نوشتاری، در صورت نتیجه پاسخ غلط از گوشی صدای نامطلوب و در صورت نتیجه پاسخ صحیح صدای مطلوبی پخش می‌شود. به طور کلی ۳ 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 بهم ریخته. این آزمایش با استفاده از نرم‌افزار visual basic 6 طراحی شده است.

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 به صورت نسبی بیان کند. در این صورت سیگنال‌هایی برای تحلیل استفاده می‌شد که میزان استرس مورد نظر در هر مرحله در پرسشنامه توسط سوژه تایید شده باشد.

### ۲-۲- پیش پردازش

کل مدت انجام آزمایش بین ۷ تا ۹ دقیقه طول می‌کشد. به منظور 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

کوچتر است بعلاوه  $\sum_i \min(S_i^2, P^2)$

#### - معیار پوانکاره

نمودار پوانکاره تکنیکی نسبتاً جدید برای تحلیل دینامیک‌های غیرخطی همچون HRV می‌باشد. هر نقطه بر روی این نمودار به صورت  $(RR(i), RR(i+1))$ ,  $i=1,2,\dots,N$  که طول سیگنال می‌باشد، مشخص می‌شود. از نظر آماری این نمودار همبستگی بین فواصل متوالی R-R را به صورت گرافیکی نمایش می‌دهد اما مفهوم اصلی و مهم آن این است که این نمودار یک فضای حالت دو بعدی ساخته شده از فواصل متوالی می‌باشد که بیانگر دینامیک غیرخطی آن می‌باشد. تحلیل کمی نمودار پوانکاره به صورت محاسبه انحراف معیار فواصل  $RR(i)$  که بر روی خط  $y=x$  قرار می‌گیرند، می‌باشد که آن را با SD1 نشان می‌دهند که در واقع این نقاط، نقاط Fix point می‌باشد [۸]. شکل ۳ نمونه‌ای از نمودار پوانکاره سیگنال R-R را به ازای سه سطح مختلف استرس نشان می‌دهد.

#### - DETRENDED FLUCTUATION ANALYSIS

در واقع تکنیک DFA میزان وجود یا عدم وجود خواص همبستگی فرکتال را در سری زمانی کمی می‌کند. این تکنیک برای مشخص کردن تغییرات این خواص به ازای مقیاس‌های

مختلف از طول داده گسترش یافته است. با این تکنیک می‌توان خود مشابهتی (self-similarity) را که در محدوده وسیعی از مقیاس‌های زمانی رخ می‌دهد، در مقیاس زمانی خاصی محاسبه کرد [۹]. برای محاسبه این معیار لازم است که ابتدا سری زمانی R-R را با استفاده از معادله (۷) یکپارچه می‌شود:

$$y(k) = \sum_{i=1}^k (RR(i) - RR_{avg}) \quad (7)$$

که  $y(k)$ ،  $k$  آمین مقدار از سری یکپارچه شده،  $RR(i)$ ، آمین فاصله بین دو ضربان قلب و  $RR_{avg}$  متوسط سری زمانی حاصل از فواصل ضربانات 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 R-R برازنده می‌شود  $(y_n(k))$  و با توجه به رابطه (۸)،  $F(n)$  محاسبه می‌شود:

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

۴- قسمت هایی از سیگنال داخل پنجره زمانی که از مقدار آستانه کمتر باشد را صفر قرار داده و قسمت هایی که بزرگتر باشد با استفاده از یک فیلتر متوسط متحرک (moving average) نرم سازی 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:

$$RR(i) = (T_{peak}(i) - T_{peak}(i-1)) \times T_s \quad (2)$$

$$HRV(i) = \frac{1}{RR(i) - RR(i-1)} \times 60 \quad (3)$$

که  $T_s$  زمان نمونه برداری و  $T_{peak}$  زمان هر قله می‌باشد.

#### ۲-۴ استخراج ویژگی‌های غیرخطی

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

#### - ویولت آنتروپی

ویولت آنتروپی که بر اساس تحلیل ویولت محاسبه می‌شود، میزان پیچیدگی سیگنال یا سیستم را در هر دو حوزه زمان و فرکانس آشکار می‌کند. در این تحقیق ویولت آنتروپی هر سری زمانی  $S_i$  به پنج روش زیر محاسبه شده است [۷]:

آنتروپی شانون (Shannon): (بافرض  $\log(0)=0$ )

$$E = -\sum_i S_i^2 \log(S_i^2) \quad (4)$$

آنتروپی P-norm:

$$E = \sum_i |S_i|^p = \|S\|_p^p \quad (5)$$

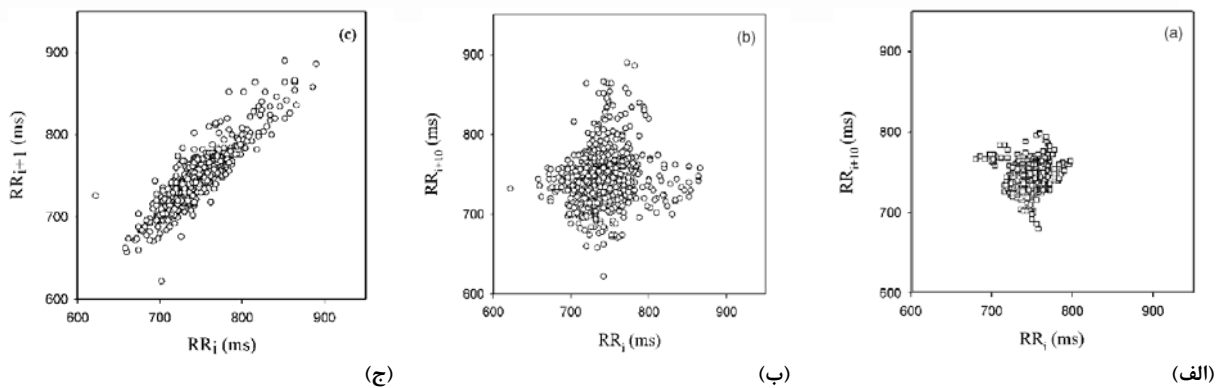
آنتروپی log energy: (بافرض  $\log(0)=0$ )

$$E = \sum_i \log(S_i^2) \quad (6)$$

آنتروپی آستانه (Threshold): تعداد زمان هایی که سیگنال از سطح آستانه  $P$  بزرگتر است.

آنتروپی Sure: تعداد زمان‌هایی که سیگنال از سطح آستانه  $P$





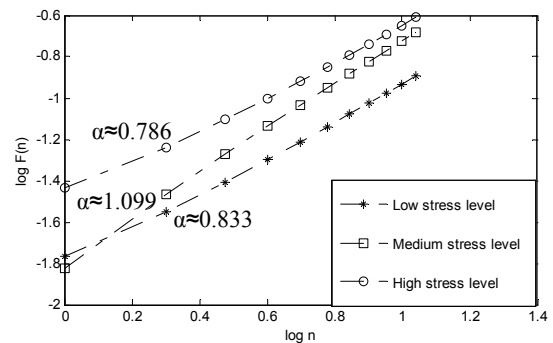
شکل ۳: نمودار پویانکاره سیگنال HRV مربوط به سطح استرس (الف) کم، (ب) متوسط، (ج) زیاد

## ۲-۵- استخراج ویژگی‌های خطی

علاوه بر ویژگی‌های غیر خطی فوق، ویژگی‌های خطی معمول در حوزه زمان و فرکانس از سیگنال HRV نیز استخراج شد [۱۰]. طیف فرکانسی سیگنال HRV شامل: باند فرکانسی خیلی کم (۰/۰۴ - ۰/۰۸ هرتز)، باند فرکانسی کم (۰/۱ - ۰/۴ هرتز) و باند فرکانسی زیاد (۰/۳ - ۰/۲ هرتز) می‌باشد. ویژگی‌های خطی استخراج شده در حوزه زمان شامل میانگین (Mean\_RR)، انحراف معیار (Sd\_RR)، واریانس (Var\_RR)، بیشترین فاصله (Max\_RR)، کمترین فاصله (Min\_RR)، اختلاف کمترین و بیشترین (MaxMin\_RR) فاصله R-R و تعداد ضربان قلب در دقیقه (HR) و در حوزه فرکانس شامل توان باند فرکانسی کم (PL)، باند فرکانسی زیاد (PH)، نسبت توان باند فرکانسی کم به زیاد (PL/PH)، نسبت توان باند فرکانسی کم به توان کل (PL/PT) و نسبت توان باند فرکانسی زیاد به توان کل (PL/PT) می‌باشد.

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N [y(k) - y_n(k)]^2} \quad (8)$$

این عمل به ازای مقیاس‌های زمانی مختلف (طول پنجره) برای بدست آوردن رابطه بین  $F(n)$  و طول پنجره  $n$ ، تکرار می‌شود.  $F(n)$  به نسبت افزایش طول پنجره، افزایش خواهد یافت. معیار DFA که با  $\alpha$  مشخص می‌شود در واقع شیب نمودار  $\log F(n)$  بر حسب  $\log n$  می‌باشد. شکل ۴ نمودار  $\log F(n)$  بر حسب  $\log n$  مربوط به سیگنال HRV به ازای سه سطح مختلف را نشان می‌دهد.



شکل ۴: نمودار  $\log F(n)$  بر حسب  $\log n$  سیگنال HRV

جدول ۱: مقادیر میانگین و انحراف معیار (mean ± sd) و P\_value مربوط به ویژگی‌های خطی

ویژگی‌ها	سطح استرس			مقدار P_value بین دو سطح		
	کم	متوسط	زیاد	کم و متوسط	کم و زیاد	متوسط و زیاد
Mean_RR	۰.۳۳۲ ± ۰.۰۰۷	۰.۳۳۱ ± ۰.۰۰۹	۰.۳۳۵ ± ۰.۰۰۸	۰.۸۰۴۲	۰.۱۷۲۳	۰.۲۰۰۵
Sd_RR	۰.۲۸۱ ± ۰.۰۵۵	۰.۲۸۲ ± ۰.۰۶۹	۰.۲۳۶ ± ۰.۰۶۱	۰.۰۰۰۰۱	۰.۰۳۷۱	۰.۰۰۵۸
Var_RR	۰.۲۳۷ ± ۰.۰۹۴	۰.۴۲۷ ± ۰.۱۳۶	۰.۱۱۶ ± ۰.۳۳۵	۰.۰۰۰۰۱	۰.۰۳۱۳	۰.۰۰۷۵
Max_RR	۰.۳۲۳ ± ۰.۰۲۱	۰.۳۲۹ ± ۰.۰۱۹	۰.۳۳۶ ± ۰.۰۲۱	۰.۰۰۱۷	۰.۵۸۹۷	۰.۰۶۹۴
Min_RR	۰.۳۵۱ ± ۰.۰۳۳	۰.۳۱۳ ± ۰.۰۲۸	۰.۳۳۴ ± ۰.۰۱۹	۰.۰۰۰۴	۰.۰۱۱۵	۰.۰۵۳۶
MaxMin_RR	۰.۲۸۷ ± ۰.۰۰۵	۰.۳۷ ± ۰.۰۶۹	۰.۳۴۲ ± ۰.۰۰۵	۰.۰۰۰۱	۰.۱۶۴۶	۰.۰۰۱۷
HR	۰.۳۳۲ ± ۰.۰۰۷	۰.۳۳۱ ± ۰.۰۰۹	۰.۳۳۵ ± ۰.۰۰۸	۰.۸۰۴۱	۰.۱۷۲۳	۰.۲۰۰۵
PL	۰.۳۱۷ ± ۰.۱۳۹	۰.۳۵۱ ± ۰.۱۴۰	۰.۳۳ ± ۰.۱۵۵	۰.۴۶۱۲	۰.۷۹۴۹	۰.۶۶۰۳
PH	۰.۱۷ ± ۰.۰۸۱	۰.۴۶۵ ± ۰.۱۷۴	۰.۳۶۳ ± ۰.۱۸۱	۰.۰۰۰۰۷	۰.۰۰۰۲	۰.۰۸۵۲
PL / PH	۰.۴۸۶ ± ۰.۱۵۷	۰.۲۲۵ ± ۰.۱۳۶	۰.۲۸۸ ± ۰.۱۴۳	۰.۰۰۰۰۳	۰.۰۰۰۰۳	۰.۱۷۶۵
PH / PT	۰.۲۲۳ ± ۰.۰۰۸	۰.۴۱۸ ± ۰.۱۳۸	۰.۳۵۸ ± ۰.۱۳۱	۰.۰۰۰۰۸	۰.۰۰۰۰۶	۰.۱۷۹۹
PL / PT	۰.۳۷۹ ± ۰.۰۷۱	۰.۲۹۴ ± ۰.۰۷۸	۰.۳۲۵ ± ۰.۰۹۹	۰.۰۰۱۲	۰.۰۶۳۲	۰.۲۸۵۲

جدول ۲: مقادیر میانگین و انحراف معیار (mean ± sd) و P\_value مربوط به ویژگی‌های غیر خطی

ویژگی‌ها	سطح استرس			مقدار P_value بین دو سطح		
	کم	متوسط	زیاد	کم و متوسط	کم و زیاد	متوسط و زیاد
E_shannon	۰.۲۸۸ ± ۰.۰۵۷	۰.۳۴۵ ± ۰.۰۷۱	۰.۳۶۶ ± ۰.۰۰۸	۰.۰۰۹۴	۰.۰۰۱۵	۰.۴۰۴۱
E_logenergy	۰.۳۴۹ ± ۰.۰۲۴	۰.۳۳۴ ± ۰.۰۰۲	۰.۳۱۵ ± ۰.۰۲۸	۰.۰۳۸۹	۰.۰۰۰۴	۰.۰۲۹۲
E_norm	۰.۰۹۴ ± ۰.۱۳۴	۰.۴۴۵ ± ۰.۰۳۲۱	۰.۴۵۹ ± ۰.۳۵۵	۰.۰۰۰۱	۰.۰۰۰۲	۰.۰۹۴۳
E_sure	۰.۳۴۹ ± ۰.۰۱۲	۰.۳۲۷ ± ۰.۰۱۶	۰.۳۲۵ ± ۰.۰۱۵	۰.۰۰۰۱	۰.۰۰۰۰۱	۰.۷۲۸۰
E_threshold	۰.۲۱۶۵ ± ۰.۱۵۴	۰.۴۵۴ ± ۰.۱۴۹	۰.۳۲۹ ± ۰.۰۲۳۱	۰.۰۰۰۰۲	۰.۰۸۵۱	۰.۰۵۶۲
SD1	۰.۴۰۸ ± ۰.۳۴۵	۰.۱۵۶ ± ۰.۲۴۳	۰.۴۲۲ ± ۰.۰۳۳	۰.۰۱۲۷	۰.۸۴۱۲	۰.۰۰۵۷
α	۰.۳۵۷ ± ۰.۰۲۸	۰.۳۰۷ ± ۰.۰۱۶	۰.۳۳۴ ± ۰.۰۲۱	۰.۰۰۰۰۱	۰.۰۰۰۷	۰.۰۰۰۱

اینگونه نرمال کردن باعث کاهش وابستگی ویژگی‌ها به فرد می‌شود. همچنین برای نرمال کردن ویژگی‌ها در محدوده [۱،۰] با استفاده از شیوه نرمال کردن max-min از رابطه (۱۰) استفاده شده است:

$$Y_{norm} = \frac{Y'_s - Y'_{s_{min}}}{Y'_{s_{max}} - Y'_{s_{min}}} \quad (10)$$

### ۳- نتایج

برای پیاده‌سازی پیش‌پردازش‌ها و استخراج ویژگی‌ها از نرم‌افزار MATLAB 7.2 استفاده شده است. به منظور بررسی اینکه ویژگی‌های استخراج شده تا چه میزان قادر به تفکیک سه سطح مختلف استرس می‌باشند از نرم‌افزار آماری SPSS

### ۲-۶- نرمال کردن ویژگی‌ها

به منظور کاهش وابستگی ویژگی‌ها به فرد، ویژگی‌های استخراج شده از همه سیگنال‌ها در مراحل سه گانه سطح استرس کم، متوسط و زیاد نرمال شد [۱۰]. اگر بردار  $Y_{s_i}$  حاوی مقادیر هر یک از ویژگی‌های استخراج شده از هر سیگنال در سه سطح باشد، با استفاده از رابطه (۹) بردار ویژگی نرمال می‌شود:

$$Y'_s = \frac{Y_{s_i}}{\sum Y_{s_i}} \quad (9)$$

زیاد ۸۵.۵، ۸۸.۲ و ۸۸.۳۵ درصد و بین سطوح متوسط و زیاد ۵۷.۹، ۸۴.۲ و ۸۴.۲ درصد می‌باشد. نتایج به وضوح نشان می‌دهند که ازای ویژگی‌های غیر خطی به درصد تفکیک بالاتری نسبت به ویژگی‌های خطی دست یافته شد و همچنین به ازای ترکیب ویژگی‌های خطی و غیرخطی در تمام سطوح این درصد تفکیک افزایش یافته است.

جدول ۳: نتایج تفکیک سه سطح مختلف استرس

ویژگی‌ها	درصد تفکیک بین سه سطح استرس			کلی
	کم	متوسط	زیاد	
خطی و غیرخطی	۸۰.۷	۸۱.۹	۸۰.۹	۸۱.۱۷
خطی	۷۸.۹	۶۰.۱	۶۷.۹	۶۸.۹۶
غیرخطی	۷۱.۶	۷۹.۹	۷۵.۲	۷۵.۵

#### ۴- نتیجه‌گیری

در این تحقیق با طراحی آزمایشی مناسب و مطمئن، سطوح مختلف استرس (کم، متوسط و زیاد) را در سوژه ایجاد کرده و به دنبال انتخاب بهترین ترکیب ویژگی‌ها برای تفکیک این سه سطح بوده‌ایم. با توجه به رفتار غیرخطی و آشوب‌گونه سیستم قلب، ویژگی‌های غیرخطی همچون ویولت آنتروپی، معیار پوانکاره، بعد فرکتال که بیانگر دینامیک آشوب‌گونه سیستم قلب می‌باشند و همچنین ویژگی‌های خطی معمول در حوزه زمان و فرکانس از سیگنال HRV استخراج شد. اخیراً تحقیقات بسیاری در زمینه تحلیل غیرخطی سیگنال HRV برای تشخیص بیماری‌های مختلف [۸]، [۹] و [۱۱] و تاثیر حالات روانی بر آن صورت گرفته است [۱۲]. در برخی از این تحقیقات به این نتیجه رسیده‌اند که ویژگی‌های غیرخطی با صحت بالاتری نسبت به ویژگی‌های خطی قادرند تغییرات در دینامیک HRV را آشکار سازند [۲]. در برخی مطالعات نیز نشان داده‌اند که ترکیب این دو نوع ویژگی باعث بهبود نتایج در تحلیل این سیگنال می‌شود [۱۳]. در این تحقیق با توجه به نتایج بدست آمده در جداول ۳ و ۴ و مقایسه آنها به ازای ویژگی‌های خطی و غیرخطی و ترکیب آنها، این نتیجه بدست آمد که با استفاده از ویژگی‌های غیرخطی سیگنال HRV با دقت بالاتری نسبت به ویژگی‌های خطی می‌توان سطوح مختلف استرس را از هم تفکیک کرد. همچنین ترکیب این دو نوع ویژگی باعث بهبود در نتایج این تحقیق شده است.

15.0 برای تحلیل ویژگی‌های استخراج شده، استفاده شده است. در تحلیل ویژگی‌ها از تابع تفکیک خطی (LDA) و تحلیل تفکیکی خطی قدم به قدم (Stepwise Linear Discriminant Analysis) و محاسبه P\_value برای تشخیص بهترین ترکیب ویژگی‌ها که بتواند بیشترین میزان تفکیک را قادر سازد، استفاده شده است.

به این منظور ویژگی‌های استخراج شده به دو طریق ارزیابی شد: ۱- ارزیابی ویژگی‌ها به صورتی که بیشترین میزان تفکیک به ازای سه سطح از یکدیگر صورت گیرد: جداول ۱ و ۲ حاوی مقادیر میانگین و انحراف معیار ویژگی‌های خطی و غیرخطی استخراج شده از کلیه سیگنال‌های HRV می‌باشد. همچنین در این جداول مقدار P\_value هر ویژگی به ازای هر دو سطح استرس نشان داده شده است. با توجه به مقادیر P\_value گزارش شده، دیده می‌شود تنها ویژگی‌های خطی Sd\_RR و Var\_RR و ویژگی‌های غیرخطی E\_logenergy و  $\alpha$  دارای P\_value < 0.05 در بین تمام سطوح می‌باشند. جدول ۳ درصد تفکیک میان سه سطح مختلف استرس را به ازای این ویژگی‌های خطی و غیرخطی (که مقدار آنها به ازای تمام سطوح کمتر از ۰.۰۵ است) و همچنین ترکیب آنها نشان می‌دهد. دیده می‌شود تنها با استفاده از ویژگی‌های خطی Sd\_RR و Var\_RR به درصد تفکیک ۶۸/۹۶ و با استفاده از ویژگی‌های غیرخطی به درصد تفکیک ۷۵/۵ و به ازای ترکیب این چهار ویژگی به درصد تفکیک ۸۱/۱۷ رسیده شده است.

۲- ارزیابی ویژگی‌ها به صورتی که بیشترین میزان تفکیک بین دو سطح استرس (کم و متوسط، کم و زیاد، متوسط و زیاد) صورت گیرد: با توجه به جداول ۱ و ۲ دیده می‌شود همه ویژگی‌ها به جز PL\_RR، HR و mean\_RR دارای P\_value < 0.05 بین دو سطح استرس کم و متوسط می‌باشند. این حالت برای دو سطح استرس کم و زیاد به ازای کمتری و برای دو سطح استرس کم و زیاد به ازای ویژگی‌های خیلی کمتری رخ می‌دهد. جدول ۴ درصد تفکیک به صورت دو سطحی به ازای ویژگی‌های خطی و غیرخطی که دارای P\_value < 0.05 بین دو سطح مربوطه باشند را نشان می‌دهد. در این جدول دیده می‌شود تفکیک کلی بین سطوح کم و متوسط به ازای ویژگی‌های خطی، غیرخطی و ترکیب آن دو به ترتیب ۷۸.۹، ۹۲.۱ و ۹۷.۴ درصد و بین سطوح کم و



جدول ۴: نتایج تفکیک دو سطح مختلف استرس

ویژگی‌ها	درصد تفکیک بین دو سطح			درصد تفکیک بین دو سطح			درصد تفکیک بین دو سطح		
	کم	متوسط	کلی	کم	زیاد	کلی	متوسط	زیاد	کلی
خطی و غیرخطی	۱۰۰	۹۴.۷	۹۷.۴	۸۷.۲	۸۹.۵	۸۸.۳۵	۸۹.۵	۷۸.۹	۸۴.۲
خطی	۷۸.۹	۷۸.۹	۷۸.۹	۸۴.۲	۸۹.۵	۸۵.۵	۵۷.۹	۵۷.۹	۵۷.۹
غیرخطی	۹۴.۷	۸۹.۵	۹۲.۱	۸۹.۵	۸۶.۹	۸۸.۲	۸۹.۵	۷۸.۹	۸۴.۲

- [4] Charles D. Spielberger, "State-Trait Anxiety Inventory for Adults", <http://www.mindgarden.com/products/staisad.htm>.
- [5] Y. Y. Gu and 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.
- [6] Ryoong Dong-Wan, Lee Jeun-Woo, "Feature Extraction and Emotion Classification Using Bio-Signal", IEEE TRANSACTIONS ON ENGINEERING, COMPUTING AND TECHNOLOGY, Vol. 2, pp. 317-320, June. 2004.
- [7] H.A. Nashash, Paul, J.S. Thakor, "Wavelet entropy method for EEG analysis: application to global brain injury", First International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering, Volume 2, Page(s): 348 - 351, March 2003.
- [8] C. Lerma, O. Infante, H. Grovas, and M. V. Jose, "Poincaré plot indexes of heart rate variability capture dynamic adaptations after haemodialysis in chronic renal failure patients", Clin Physiol & Func Im 23, pp72-80, 2003.
- [9] R. YEH, J. SHIEH, Y. HAN2, Y. WANG, S. TSENG, "DETRENDED FLUCTUATION ANALYSES OF SHORTTERM HEART RATE VARIABILITY IN SURGICAL INTENSIVE CARE UNITS", BIOMEDICAL ENGINEERING APPLICATIONS, BASIS & COMMUNICATIONS, Vol. 18 No. 2 April 2006.
- [10] 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.
- [11] G. Kudaiberdieva, B. Görenek, B. Timuralp, "Heart rate variability as a predictor of sudden cardiac death", Anatol J Cardiol, Suppl 1; 68-70, 2007.
- [12] 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, 21-23, 2004.
- [13] 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.
- [14] Jennifer A. Healey and Rosalind W. Picard, "Detecting Stress During Real-World Driving Tasks Using Physiological Sensors", IEEE TRANSACTIONS ON INTELLIGENT TRANSPORTATION SYSTEMS, VOL. 6, NO. 2, JUNE 2005.
- [15] Jing Zhai, et al, "Realization of Stress Detection using Psychophysiological Signals for Improvement of Human-Computer Interactions", IEEE, 2005.

در اکثر تحقیقات صورت گرفته در زمینه استرس تنها از ویژگی‌های خطی جهت تفکیک دو سطح استرس کم و زیاد استفاده شده که در [۱۵] به درصد تفکیک نهایی ۸۰ درصد و در [۱۶] به درصد تفکیک نهایی ۸۹.۷ درصد دست یافته‌اند و از این رو امکان مقایسه منطقی این تحقیق با تحقیقات دیگر نمی‌باشد. با توجه به نتایج در جداول ۳ و ۴ دیده می‌شود که سطح استرس زیاد نسبت به دو سطح دیگر دارای درصد تفکیک کمتری می‌باشد که این مسئله می‌تواند دو علت اساسی داشته باشد. اول این که آزمایش طراحی شده قادر نیست به خوبی این سطوح را در سوژه ایجاد کرده و وی در حین آزمایش تنها در دو سطح استرس کم و متوسط قرار می‌گیرد. اما با توجه به بررسی‌ها و آزمایشات مختلفی که برای طراحی این آزمایش صورت گرفته و در نظر گرفتن تمام جوانب و همچنین تایید سوژه مبتنی بر پرسشنامه‌ای که بعد از انجام آزمایش تکمیل می‌شود، این علت می‌تواند احتمال کمتری داشته باشد. دوم اینکه دینامیک غیرخطی و آشوب‌گونه سیستم قلب در سطح استرس زیاد به گونه‌ای تغییر می‌کند که ویژگی‌های استخراج شده غیرخطی در این تحقیق قادر به آشکارسازی آن نمی‌باشد. با توجه به تعاملات بسیار زیاد سیستم‌های مختلف داخل بدن با یکدیگر این احتمال وجود دارد که در سطح استرس زیاد، عوامل مختلف دیگری علاوه بر سیستم اعصاب خودکار بر دینامیک سیستم قلب اثر کرده و آن را تغییر می‌دهد.

## مراجع

- [1] Andrich J, Schmitz T, Saft C, et al, "Autonomic nervous system function in Huntington's disease," J-Neurol-Neurosurg-Psychiatry, vol.72, pp.726-31, 2002.
- [2] Lombardi F. Chaos theory, "heart rate variability, and arrhythmic mortality", Circulation, 101:8-10, 2000.
- [3] 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.

# SID



سرویس های ویژه



سرویس ترجمه تخصصی



کارگاه های آموزشی



بلاگ مرکز اطلاعات علمی



سامانه ویراستاری STES



فیلم های آموزشی

## کارگاه های آموزشی مرکز اطلاعات علمی جهاد دانشگاهی

توجه: بررسی مقاله ای متون (مقدماتی)

کارگاه آنلاین  
بررسی مقابله ای متون (مقدماتی)

PROPOSAL  
پروپوزال

توجه: پروپوزال نویسی و پایان نامه نویسی

کارگاه آنلاین  
پروپوزال نویسی و پایان نامه نویسی

ISI  
Scopus

توجه: آشنایی با پایگاه های اطلاعات علمی بین المللی و ترند های جستجو

کارگاه آنلاین آشنایی با پایگاه های اطلاعات علمی بین المللی و ترند های جستجو