

یازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

11th National Congress of
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir

یک الگوریتم پیشرفته فازی بر اساس پردازش پیشرفته ی سیگنال برای تشخیص استرس

برهان زارعی قبادی

دکتری هوش مصنوعی - ریاضی کاربردی

دانشگاه تهران، borhanzareei^{۸۹}@gmail.com

چکیده

امروزه ترویج و توسعه ی خودمختاری افراد به خصوص برای افرادی با برخی ناتوانی ها ، برای بهتر کردن کیفیت زندگی آنها و دست یافتن به زندگی بهتر اجتماعی و فرهنگی حیاتی است. بنابراین شناسایی شرایط استرس زا می تواند ابزار کمکی مناسبی برای توسعه ی درک بهتر جامعه باشد. این کار تغییرات و پیشرفتهای مهمی را برای یک سیستم منطق فازی تشخیص استرس موجود بر اساس نظارت و پردازش سیگنال های متفاوت فیزیولوژیکی (مانند ضربان قلب، واکنش پوست گالوانیک و تنفس) نشان میدهد. در ابتدا متدی را بر اساس راه بهبود میبخشد. سپس سیگنال پاسخ گالوانیک را به نقطه اوج در الکترو دیاگرام R پردازش های موجی نشان میدهد که تشخیص دوبخش تجزیه می کند: مقدار میانگین و تغییرات. به علاوه اطلاعات سیگنال تنفس را با آنالیز ترکیب مکرر آن استخراج می نماید. در پایان یک پاسخ بهبود یافته برای تشخیص تغییرات استرس در مقایسه با روش های پیشین نمایش داده شده است.

واژه های کلیدی

منطق فازی، پردازش سیگنال فیزیولوژیکی، موجک، شناسایی استرس

یازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

11th National Congress of
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir

۱. مقدمه:

هوش هیجانی یک زمینه به روز برای تحقیق می باشد که در آن برخی مطالعات مربوط به اندازه گیری هیجان انسانی انجام می گیرند. این تمایلات در شاخه ای از تکنولوژی حمایتی قرار دارند که هدف آنها بهبود کیفیت زندگی انسانی می باشد. چندین گرایش تحقیقاتی تلاش میکند که خودمختاری افراد معلول را با تمرکز بر بهبود مشارکت آنها در زندگی اجتماعی و فرهنگی، بهبود بخشد. اندازه گیری سیگنالهای فیزیولوژیکی توسط سیستم های حساس غیر قابل نفوذ، پردازش سیگنال، تجزیه و تحلیل با تکنیک های نرم افزار محاسبات، شناسایی و طبقه بندی احساسات و موقعیت های استرس زا، برخی از شاخه هایی هستند که به طور مورد توجهی مورد مطالعه قرار گرفته اند. مانند [۹،۲۱،۲۹]

اعمال این مطالعات به شرایط انسداد احساسی که در یک سطح استرس بالا اعمال میشود یک زمینه ی پرتعداد است که توسط شارما و گیدون ارائه شده است. [۲۶] تشخیص سریع وضعیت انسداد یک ابزار کمک قدرتمند برای افراد سالخورده و افراد معلول می باشد. داشتن فردی که در صورت نیاز به فرد کمک نماید برای افرادی که نیازهای خاصی دارند، عادی است. ه عنوان مثال، یک دستگاه قادر به تشخیص شرایط انسداد می تواند برای اطلاع رسانی به فرد کمک کننده مفید باشد تا با کمک سریع فرد بر این شرایط سخت فائق آید. این کار راه حل گسترده ای را برای سیستم ارائه شده در [۲۳] نمایش میدهد که پیشنهادهایی پیشرفته را در زمینه ی کار [۷] ارائه شده است، جایی که چنین موقعیت هایی شناسایی می شوند تا در مواردی که در بالا ارائه می شود مورد استفاده قرار گیرد. مطالعات متعددی تأثیر عواطف انسانی در زندگی روزمره مردم را بررسی میکنند، چه از لحاظ کیفی بر اساس رفتار انسانها به دست آمده توسط López و همکاران. [۱۴] و چه از لحاظ کمی از تغییرات فیزیولوژیکی اندازه گیری شده که احساسات در هر فرد بوجود می آورند، به عنوان مثال در [۲۵]. ه طور خاص، تغییرات فیزیولوژیکی بسیار خاصی در ارتباط با استرس وجود دارد، به عنوان مثال زمینه های فیلوژنتیک که توسط Porges مطالعه شده است [۲۰]، یا مطالعه فعالیت سیستم عصبی اتونومیک که در [۱۱] نشان داده شده است. همانطور که در تحقیقات کانن [۳] اشاره شده است، هنگامی که یک فرد با یک وضعیت خطرناک مواجه است، بدن فرد آماده مقابله با این وضعیت و تولید پاسخ فیزیولوژیکی به نام "مبارزه با پرواز" است. این پاسخ باعث افزایش فعالیت سیستم عصبی سمپاتیک می شود که باعث افزایش ضربان قلب می شود تا خون بیشتری به بدن وارد شود. این تغییر همچنین سیستم تنفسی را فعال می کند که به عنوان یک جریان خون بزرگتر نیاز به اکسیژن بیشتری دارد [۱۹]. علاوه بر این، برخی از تغییرات دیگر نیز در بدن اتفاق می افتد مانند انحراف مردمک چشم برای بهبود دید و یا افزایش ترشح عرق [۱۷]. برخی از پیشنهادات، برای تجزیه و تحلیل و طبقه بندی

یازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

11th National Congress of
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir

احساسات انسانی، سیگنال های فیزیولوژیکی را با استفاده از دستگاههای نفوذی مانند دوربین ها و یا شبکه های الکتروود سنجش می کنند مانند [۴]. روشهای دیگر براساس کار با دستگاه های غیر قابل نفوذ است، به عنوان مثال کسانی که دارای الکترودهایی در دستگاه های پوشیدنی و یا لوازم جانبی لباس هستند، [۲۷]. این کار بر اساس استفاده از سیگنال های فیزیولوژیکی است که می تواند با دستگاه های پنهان اندازه گیری شود، مانند الکتروکاردیوگرام (ECG)، پاسخ گالوانیک پوست (GSR) و حرکت تولید شده توسط تنفس افراد (RESP).

در حال حاضر، پردازش و تجزیه و تحلیل سیگنال های فیزیولوژیکی واقعی یک چالش بسیار جالب در مهندسی پزشکی است. پیچیدگی چنین متغیرهایی بیشتر از آن به نظر می رسد قابل توجه است همانطور که در [۱۵] بحث شده است. این پیچیدگی به خاطر داده های انبوهی که توسط تجزیه و تحلیل سریهای زمانی به دست آمده ، نویزهای بی شمار و مصنوعاتی که در نوشته های داده ظاهر می شود، به وجود می آید.. [۲،۱۳،۳۰]

در مطالعه تغییرات عاطفی انسانی و مخصوصا در نشانه گذاری وضعیت استرس، برخی از روشهای نرم افزار رایانه ای، کاربرد خاصی را دارند، به عنوان مثال [۷]، و [۲۲].

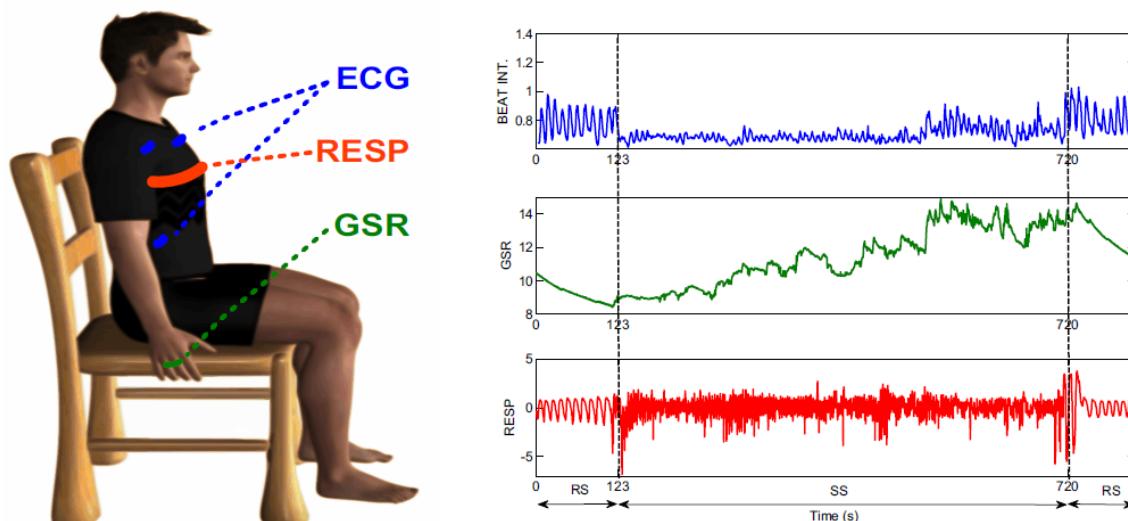
این موضوع به پژوهشگران اجازه می دهد شاخص های نامشخصی را اضافه نمایند که با توجه به سری زمانی داده های فیزیولوژیکی در شرایط انسداد شناسایی می شوند، با توجه به نسبت پیچیده بین سیستم های عصبی پاراسمپاتیک و سمپاتیک [۱۸]، در حال حاضر امکان تعریف ارتباط دقیق بین وضعیت انسداد و تغییرات فیزیولوژیک مرتبط با آن وجود ندارد. اما، همانطور که در زیر ارائه شده، سیگنال های ECG، GSR و RESP اندازه گیری شده می توانند چنین تغییراتی را در سری زمانی داده مشاهده کنند.

هدف این کار، بهبود سیستم شناسایی شرایط انسداد بر مبنای اندازه گیری سیگنال های فیزیولوژیکی غیر نفوذی انسان است. کار پیشنهاد شده با ارتقاء سیستم مبتنی بر Matlab[®] [۲۳] ، و بهبود پردازش سیگنال های ورودی و اضافه کردن یک متغیر ورودی جدید بر اساس سیگنال RESP است. سه بهبود اصلی پیشنهاد شده است. ابتدا افزایش دقت پردازش ECG با استفاده از تکنیک های موج [۱۰] برای تشخیص پیک دقیق تر R پیشنهاد میشود که اخیرا در آثار [۶،۱۶،۲۴،۲۸] مشاهده شده است. دوم، تجزیه سیگنال GSR به مقادیر متوسط و اجزای متغیر آن برای بهبود کارایی استراتژی فازی است. آخرین بهبود پردازش سیگنال RESP برای به دست آوردن ترکیب مکرر نفس و استفاده از انحراف استاندارد آن به عنوان ورودی سیستم تشخیص را پیشنهاد می کند. این ترکیب پردازش سیگنال پیشرفته و اضافه کردن سیگنال سوم به سیستم را در مقابل تشخیص های نادرست ایمن تر میکند و یک رویکرد نوآورانه را نسبت استراتژی های قبلی که تنها از دو سیگنال ورودی استفاده می کردند را دنبال می کند.

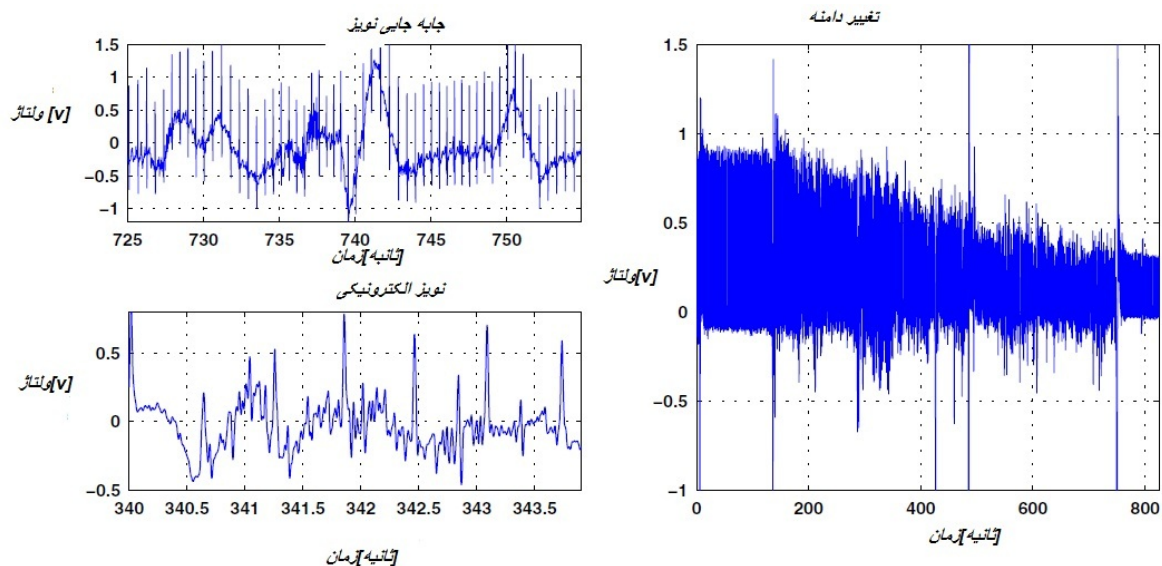
یازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

11th National Congress of
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir



شکل ۱: الگوی قرار دادن الکترودها و سریهای زمانی داده های جمع آوری شده

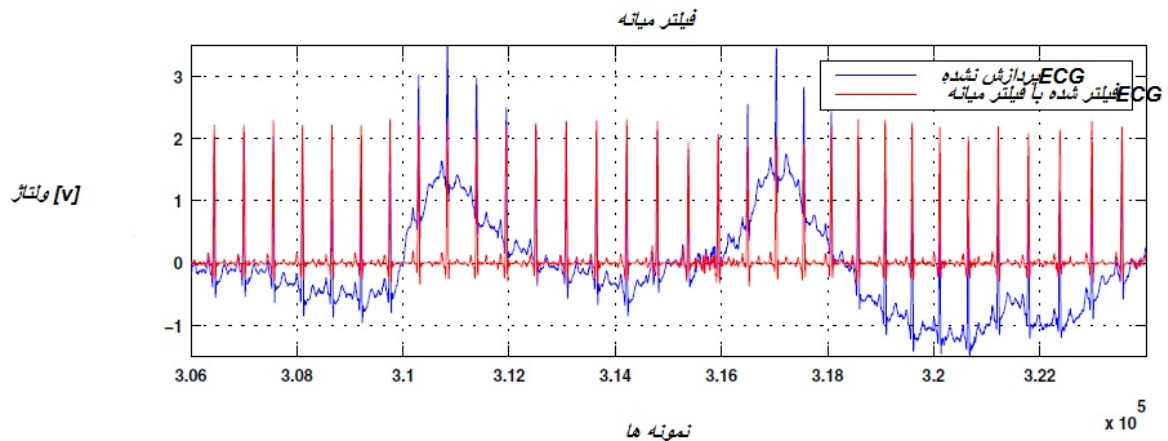


شکل ۲: مصنوعات و نویزهای متفاوت ایجاد شده در سیگنال ECG

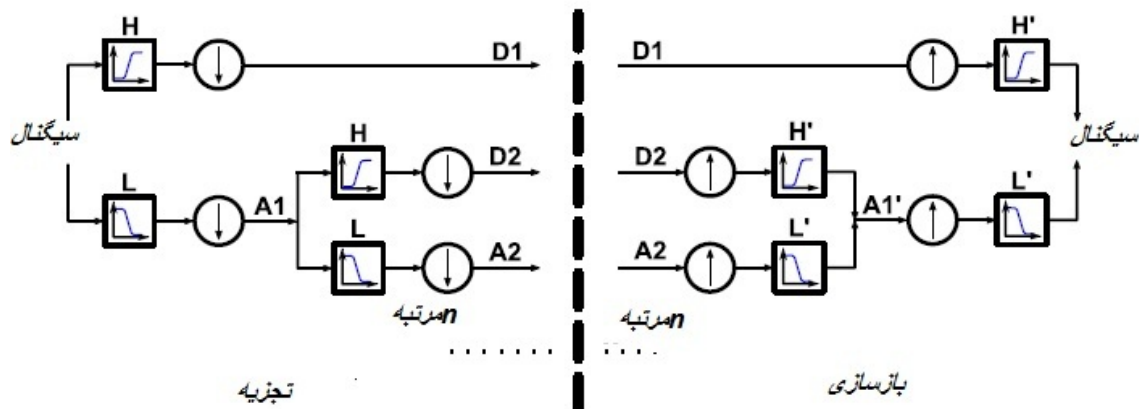
یازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

11th National Congress of
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir

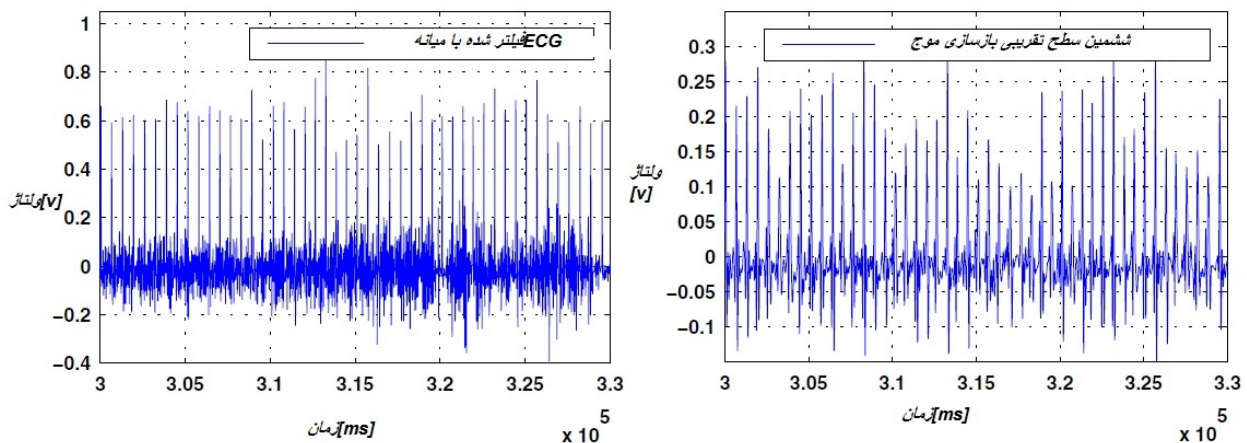


شکل ۳: جابه جایی مصنوعات حذف شده از سیگنال اصلی با اعمال فیلتر میانه



شکل ۴: الگوی تجزیه و بازسازی

موج



یازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

11th National Congress of
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir

شکل ۵: فیلتر نویز با ششمین تقریب موج

۲. مرحله تجربی

هنگامی که انسان در آزمایشات درگیر است، طراحی یک مرحله آزمایشی باید با در نظر گرفتن و احترام به همه قوانین و حقوق هر فرد و با مراقبت ویژه انجام شود. استخراج شرایط انسداد عاطفی یک خط کاری بسیار خاص است که در زمینه مطالعه حساسات انسانی شمرده می شود. در این مقاله، یک مرحله آزمایشی خاص بر اساس کار نویسندگان [۵،۸] طراحی شده است. این آزمایش ها شامل پیشنهاد یک چالش مهارت برای حل یک پازل D³ در یک دوره زمانی محدود، به منظور ایجاد یک وضعیت استرس است که منجر به ایجاد انسداد احساسی می شود. در هر آزمایش، هرکدام از افراد قبلاً درمورد روند تحریک و تمام قوانین آزمایش درمورد انسان، اطلاع داشتند. در پایان آزمایش از آنها در یک پرسشنامه پرسیده می شد که در طول آزمایش چه احساس داشتند.

در طول آزمایش، داوطلبان به الکترودهای مورد نیاز برای جمع آوری ECG و GSR متصل شدند، همانطور که در شکل ۱ نشان داده شده است. علاوه بر این، برای اندازه گیری حرکات ناشی از تنفس، سیگنال RESP، از یک وسیله برای بستن در قفسه سینه استفاده شد. با توجه به این سیگنال، دو حالت اصلی می تواند در شکل ۱ مشخص شود: حالت آرامش (RS) و حالت استرس (SS). این حالتها به طور مستقیم با سه قسمت اصلی آزمایش ارتباط دارد. در طی مراحل استراحت (RS) از ابتدای و پایان آزمایش، سه متغیر مقادیر به دست آمده و تمایلات نشان می دهد که فرد در آرامش است. در این دو مرحله، ضربان با سرعت طبیعی، عرق کردن کم است و تنفس هماهنگ است. از سوی دیگر، هنگام حل پازل (SS)، GSR افزایش می یابد (فرد عرق بیشتر می کند)، ضربان ECG کاهش می یابد و RESP سریع تر و غیر معمول تر عمل میکند. این تغییرات ثابت می کنند که فرد در استرس می باشد. متأسفانه، استفاده از الکتروود دارای معایبی است که استخراج اطلاعات را دشوار می کند. حرکات فرد می تواند موارد مختلفی در ECG تولید کند که استخراج اطلاعات را دشوار می سازد. علاوه بر این، به محض اینکه ژل الکترودهای خشک می شود اتصال بین پوست و الکتروود کاهش می یابد، بنابراین دامنه سیگنال کاهش می یابد و نویز به راحتی ظاهر می شود. شکل ۲ نمونه هایی از این دو مشکل را نشان می دهد.

همانطور که در [۷] پیشنهاد می شود از سیگنال ضربان قلب (HR) به عنوان یک ورودی برای اندازه گیری سطح استرس استفاده شود این مقاله پیشنهاد می کند که محاسبات HR را قویتر نماید تا تشخیص استرس فازی بعدی را تقویت کند. برای انجام این کار، این مقاله پیشنهاد می کند که از فیلتر کردن و

یازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

11th National Congress of
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir

تجزیه و تحلیل موج‌ها برای تشخیص پیک های ECG استفاده کند. سیگنال مورد استفاده برای اثبات اثربخشی روش در شکل ۲ نشان داده شده است، که از آزمایشات با موارد و نویز های مختلف جمع آوری شده است.

۳. افزایش تشخیص پیک R

۳.۱ فیلتر میانه

هنگام استفاده از الکتروود، آفست (مقدار جابه جایی) یکی از شایع ترین مصنوعات (نویزهایی) است که در جمع آوری سیگنال های ECG ظاهر می شود. همانطور که در [۲۴] بیان شد یکی از بهترین روش ها برای از بین بردن آفست تولید شده توسط حرکات الکتروود، اعمال فیلتر میانه به ECG است. ۱۰۰ میلی ثانیه طول مناسب برای فیلتر است، زیرا مصنوعات (نویز) به طور معمول بیشتر از این طول نمی کشد. شکل ۳ نشان می دهد که با استفاده از این فیلتر، آفست از ECG اصلی حذف می شود. به هر حال، فیلتر میانه، شکل سیگنال را حفظ می کند، که قادر به شناسایی پیک R می باشد

۳-۲ تحلیل موج

پس از حذف آفست از سیگنال، گام بعدی حذف نویز است که با استفاده از تجزیه و بازسازی موج انجام می شود. [۱۰] شکل ۴ نمودار چگونگی پردازش موج را نشان می دهد (به ترتیب در سمت چپ و راست نمودار).

در سمت چپ نمودار، تجزیه نشان داده شده است. در هر مرحله، سیگنال به دو بخش تقسیم می شود: ضرایب A و D. ضرایب A دارای اطلاعات فرکانس پایین و ضرایب D دارای اطلاعات فرکانس بالا هستند. این دو بخش با فیلتر کردن و اعمال از یک نمونه کوچک Dyadic به سیگنال اصلی بدست می آید. بسته به ضرایب مورد نظر، یک فیلتر تجزیه متفاوت باید اعمال شود: فیلتر H بالا برای ضرایب D و L فیلتر پایین برای ضرایب A. در سمت راست نمودار، روند بازسازی نشان داده شده است، که مخالف آنچه در تجزیه انجام می شود است. توجه داشته باشید که فیلترهای بازسازی H و 'L' همان فیلترهای H و L که در طول تجزیه استفاده می شوند نیستند.

آخرین تصمیم انتخاب موج خاصی است که در تجزیه و تحلیل استفاده می شود. انتخاب بهترینها یک کار سخت است که فراتر از این مقاله است. به هر حال، اگر موجی قادر به بازسازی کامل سیگنال اولیه باشد، درست در نظر گرفته میشود. بنابراین، این مقاله پیشنهاد می کند از موج سوم خانواده کایفلت استفاده کند (بافیلترهای مربوطه) که اجازه بازسازی ECG را می دهد.

یازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

11th National Congress of
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir

برای حذف نویز باقی مانده بر روی سیگنال ECG، این مقاله تجزیه سیگنال را، با استفاده از موج کوفیل فوق شش مرحله انجام می‌دهد. پس از آن بازسازی با استفاده از ضریب A با استفاده از فرم تقریبی انجام می‌شود. اگر این روند به ECG فیلتر شده توسط میانه اعمال شود، شبیه تقریبی موج مرحله شش به دست می‌آید، نشان داده شده در شکل ۵. اگر چه برخی از اطلاعات ممکن است از بین برود، نویز ECG برداشته می‌شود و شکل آن هنوز هم به میزان قابل توجهی حفظ شده است.

از آنجاییکه پیک R در بخش مثبت گرافیک قرار می‌گیرد، موج تقریبی مورد استفاده به مقادیر مثبت آن محدود شده می‌شود. گام بعدی برای تشخیص پیک R، محاسبه تخمینی موقعیتی است که نقطه پیک بعدی احتمالاً در آن قرار دارد و سیگنال را در اطراف آن نقطه جابجا می‌کند تا بتواند مکان دقیق ماکزیمم مقدار سیگنال را پیدا کند. موقعیت تخمین زده شده با جمع کردن میانگین فاصله سه پیک قبلی به علاوه موقعیت آخرین پیک محاسبه می‌شود. پس از این برآورد و فرایند جابه جایی، قله R به درستی در تقریب موج تشخیص داده می‌شود، همانطور که در شکل ۶ نشان داده شده است. از آنجاییکه هیچ فرایند شروع کننده‌ای برای این الگوریتم طراحی نشده است، بنابراین موقعیت سه قله اول به صورت دستی انتخاب شده است. گام نهایی این است که بررسی کنیم که آیا R پیک تشخیص داده شده با R پیک واقعی سیگنال ECG پردازش نشده اصلی نویز منطبق هستند یا نه و علیرغم وجود مصنوعات درست تشخیص داده شده-اند؟ (نگاه کنید به شکل ۶)

۳.۳. محاسبه سرعت قلب

برای تشخیص استرس، یکی از ورودی‌های پیشنهاد شده برای سیستم فازی تشخیص، سیگنال HR است. هنگامی که تمام قله R شناسایی شد، محاسبه فاصله زمانی بین قله‌های متوالی آسان است. سیگنالی که فاصله زمانی بین پیک‌ها را نشان می‌دهد سیگنال RR است و برای ارزیابی HR مورد نیاز است. این توسط (۱) به دست می‌آید:

$$RR_i = (Peak_position_i - Peak_position_{i-1}) / F_{sample} \quad (1)$$

از آنجاییکه RR بر پایه‌ی دوره‌های مختلف R است، فرکانس ضربان قلب با معکوس کردن سیگنال RR به دست می‌آید. در ادامه محاسبات، از آنجاییکه سرعت ضربان قلب برای تعداد ضربان در دقیقه است، اگر مقدار فرکانس ضربان قلب ۶۰ برابر شود، ارزش HR به دست می‌آید.

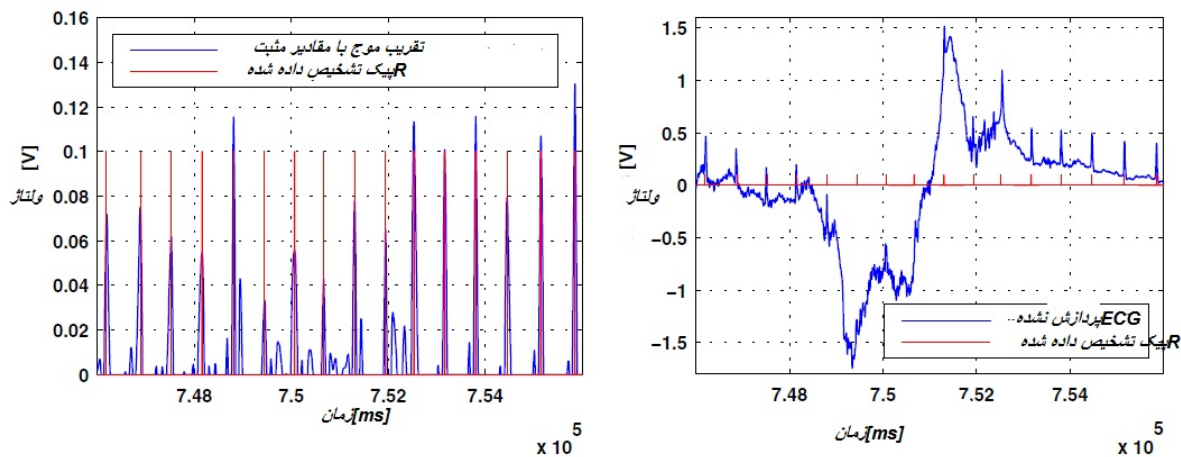
$$F_{beats} = 1 / RR \rightarrow HR = 60 * F_{beats} \quad (2)$$

یازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

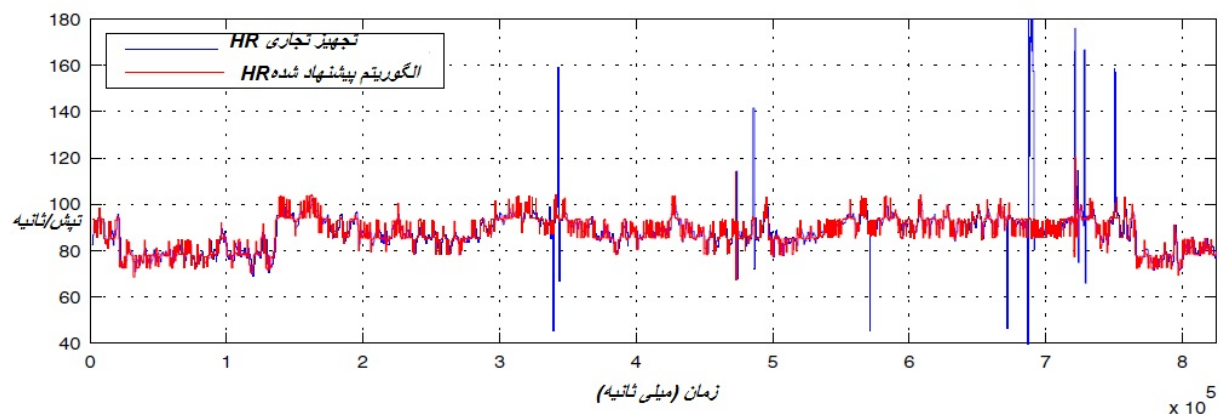
11th National Congress of
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir

برای استفاده از سیستم تشخیص استرس فازی، لازم است یک سیگنال خوب HR را از صداها و مصنوعات پاک کنید. HR محاسبه شده با استفاده از تحلیل روش پیشنهادی کاملاً متناسب با آن ویژگی ها است. شکل ۷ چگونگی عملکرد بهتر روش پیشنهادی نسبت به تجهیزات تجاری Biopac[®] که برای جمع آوری سیگنال های آزمایشی استفاده می شود را نشان می دهد.



شکل ۶: R پیک تشخیص داده شده در تقریب موج و در ECG اصلی



شکل ۷: HR محاسبه شده و HR به دست آمده از تجهیزات تجاری

۴. پردازش سیگنال نفس

باید در نظر داشت که زمانی که فرد در آرامش است، تنفس او نسبتاً هماهنگ است. هنگامی که هوا بلعیده می شود، هوا در ریه ها افزایش می یابد و موجب حرکت مشابه با بخش صعودی سینوس می شوند. وقتی که این هوا را بیرون می ریزیم، ریه ها حرکت مشابه با بخش نزولی سینوسی را انجام می دهند.

یازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

11th National Congress of
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir

از سوی دیگر، هنگامی که یک فرد عصبی و یادچار استرس می شود، تنفس آن فرد هماهنگی کمتری دارد. این تغییرات سرعت تنفس به خاطر تسریع حرکات قلب است که باعث می شود ریه ها سریعتر حرکت کنند تا انتقال اکسیژن به خون را فراهم کنند. این پدیده می تواند در هنگام تلاش برای کشف یک وضعیت استرس زا، اطلاعات ارزشمندی ارائه دهد.

۴.۱ تجزیه و تحلیل مکرر سیگنال نفس

هنگام تجزیه و تحلیل هارمونیک بودن یک سیگنال، اولین گام آن است که یک تحلیل مکرر از آن سیگنال انجام دهید. این مقاله پیشنهاد می کند که ارتباط بین سیگنال نفس و شکل موج سینوسی فرکانسهای مختلف را محاسبه کند. دلیل انتخاب این روش این است که اجازه می دهد تا به مولفه های فرکانسی خاص بدون نیاز به توجه به فرکانس های غیر ضروری متوسط یا خارج از محدوده تمرکز داشته باشیم.

برای دانستن اینکه اطلاعات مکرر کجا متمرکز شده است، تجزیه و تحلیل طیفی گسترده ای انجام شده است. از این تحلیل طیفی می توان نتیجه گرفت که بیشتر اطلاعات در فرکانس های پایین تر در محدوده [۵، ۰.۰۸] هرتز تمرکز می کنند. شکل ۸) پس از تجزیه و تحلیل سیگنال های تنفسی افراد مختلف، به این نتیجه رسیده است که این محدوده شامل موقعیت های استرس زا و آرام است.

با دانستن اینکه بیشتر اطلاعات در این محدوده یافت می شود، امواج سینوسی خالص برای محاسبه همبستگی آنها با سیگنال نفس از 0.01 Hz تا 0.5 Hz انتخاب شده اند. اندازه پنجره های مختلف مورد استفاده قرار گرفته است، زیرا تعیین بهترین طول سیگنال برای استخراج اطلاعات مربوط به استرس جالب است. شکل ۹ نتایج محاسبات همبستگی را با استفاده از پنجره های مختلف در سیگنال نفس یک مورد واقعی را نشان می دهد. اندازه پنجره های انتخاب شده ۲۰ ثانیه، ۴۰ ثانیه و ۶۰ ثانیه با مقدار جابه جایی ۱۰ ثانیه است. نتایج تجزیه و تحلیل همبستگی نشان می دهد که در ابتدای و پایان آزمایش بالاترین سطح همبستگی مکرر عمدتاً در اطراف یک فرکانس مشخص تمرکز می شود. علاوه بر این، زمانی که چندین لکه سبز ظاهر می شود (زمانی که مقدار همبستگی کم به نظر می رسد) می توان نتیجه گرفت که در مواقع استرس زا، مقادیر همبستگی در گستره وسیعی از فرکانس ها بزرگتر می شوند.

۴.۲ تجزیه و تحلیل آماری و روند نرم افزاری

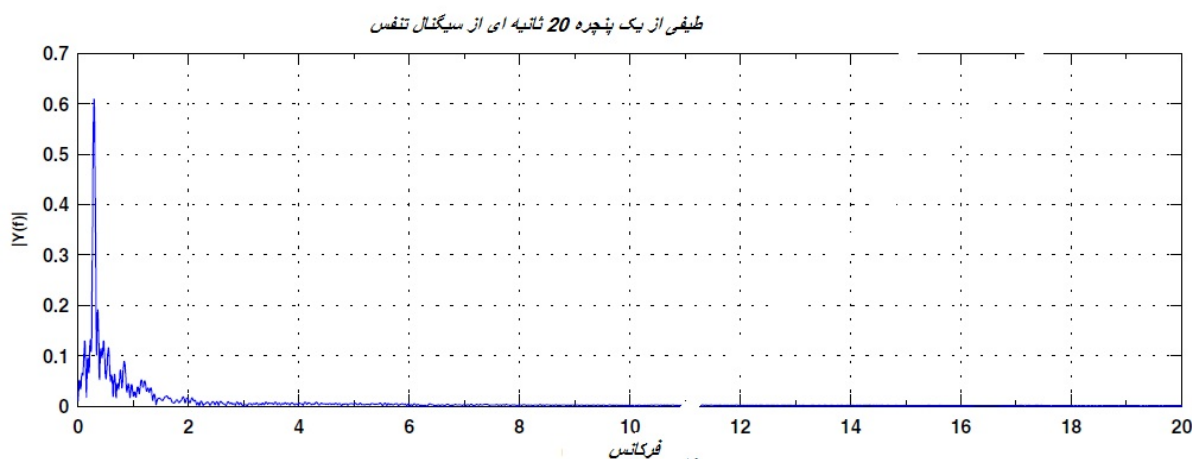
همانطور که قبلاً ذکر شد، محاسبات همبستگی فرکانس نشان می دهد که توزیع های فرکانسی در بخش های آرام و استرس زا در آزمایش متفاوت هستند. ابراین، این کار پیشنهاد می کند از انحراف استاندارد

یازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

11th National Congress of
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir

مقادیر همبستگی، به عنوان ورودی سیستم فازی استفاده کند. به نظر می رسد انحراف استاندارد یک پارامتر مفید در تلاش برای کشف استرس است. از یک طرف، در حالی که استرس، تنفس تمرکز فرکانسی را از دست می دهد و بیشتر مقادیر به دست آمده از همبستگی، به مقدار متوسط نزدیک تر می شوند. از سوی دیگر، هنگام آرامش، نفس انسان هارمونی بیشتری ایجاد می کند و همبستگی فرکانسی را در اطراف یک نقطه افزایش داده و در دیگر مناطق فرکانسی کاهش می دهد. همچنین مقدار انحراف استاندارد همبستگی - هایی را که بیشتر می شود تغییر می دهد چون تمام مقدار ها از مقدار متوسط بیشتر می شوند. این تغییرات انحراف استاندارد در شکل ۱۰ نشان داده شده است. (نمودار بالای تصویر سیگنال تنفس را نشان می دهد و نمودار پایین مربوط به تکامل انحراف معیار استاندارد می باشد). شکل ۱۰ نشان می دهد که در ابتدای و پایان آزمایش، انحراف استاندارد بزرگتر از قسمت وسط، یعنی بخش استرس است. هر حال، انحراف استاندارد گاهی اوقات مقادیر بالایی را می دهد که می تواند سیستم فازی را به یک مشکل تفسیر هدایت کند. از این رو، جالب است که تفاوت بین مقادیر آرامش بخش و استرس را افزایش دهد. یک روش خوب برای انجام آن این است که انحراف استاندارد در مقدار RMS سیگنال RR ذکر شده در بخش ۳.۳ ضرب کنید. با ترکیب آنها یک سیگنال جدید به دست می آید، جایی که اختلاف سطح بین موارد آرامش و استرس را مقایسه با آنچه در سیگنال انحراف استاندارد قبلی رخ داده است، افزایش می یابد. (نشان داده شده در شکل ۱۱). این آخرین سیگنال قادر می سازد تا به راحتی بین حالت های استرس و آرام تمایز را تشخیص داده و بنابراین، آن را به عنوان ورودی برای سیستم تشخیص فازی استفاده می کند.

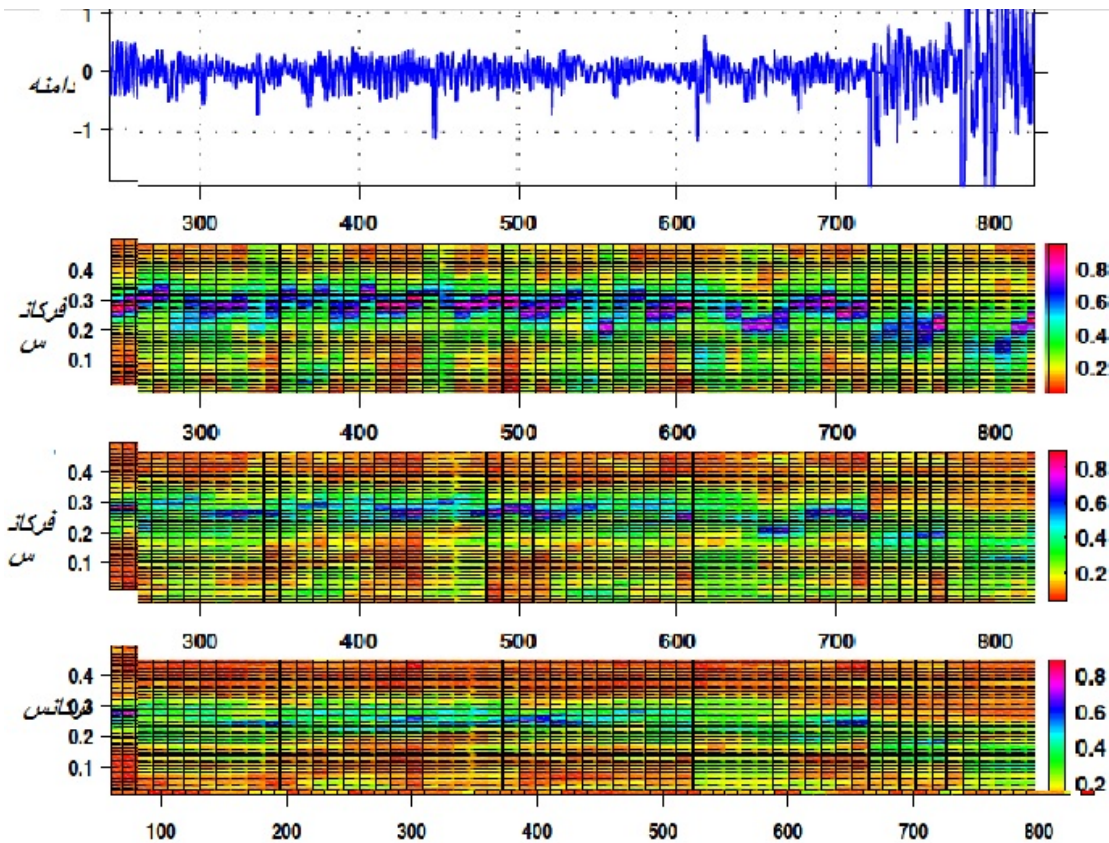


شکل ۸: طیف فرکانس سیگنال تنفس

یازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

11th National Congress of
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir



شکل ۹: همبستگی بین امواج سینوسی خالص و سیگنال RESP توسط پنجره های مختلف.

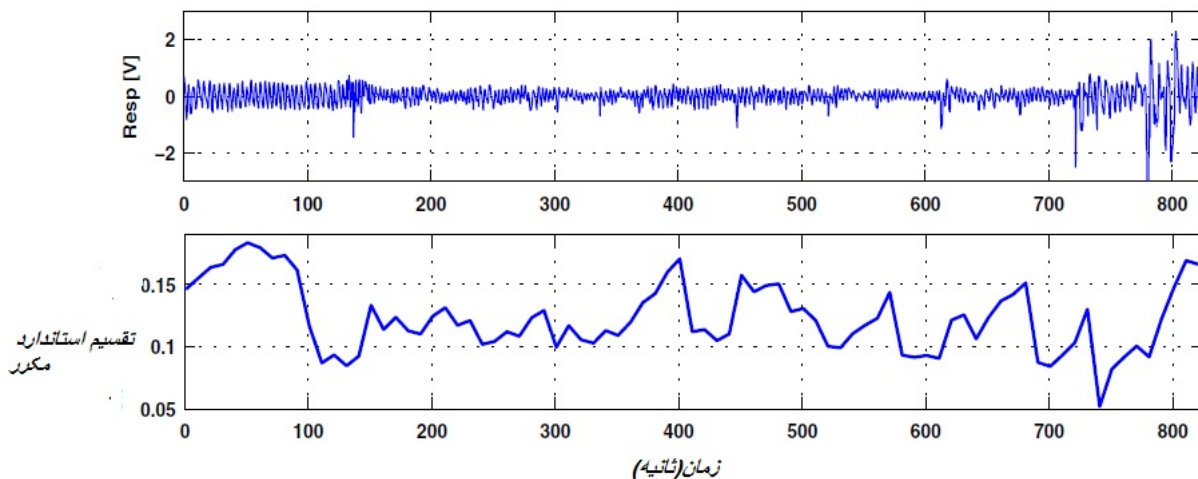
۵. سیستم فازی تشخیص استرس پیشنهاد شده

سیستم منطق فازی یک الگوی هوش محاسباتی است که به طور گسترده ای در مسائل شناسایی مورد استفاده قرار گرفته است، که توسط Andujar و [۱] Barragan معرفی شده است. سیستم فازی که در این مقاله پیشنهاد شده است، هدف آن تشخیص شرایط استرس زای مستمر برای بهبود اجتماعی افراد معلول و به دنبال آن کیفیت زندگی آنها است. سیستم فازی بر مبنای آن چیزی است که در [۷] ارائه شده است که سه مورد را بهبود داده است: روش تشخیص پیک R که در بخش ۳ ارائه شده است، استفاده از انحراف معیار استاندارد مولفه فرکانس RESP به عنوان یک ورودی و تجزیه سیگنال GSR که بعداً در همین بخش نشان داده خواهد شد. این بخش سیستم منطق فازی مبتنی بر Matlab را ارائه می دهد. اولاً چگونگی ساختن توابع عضویت و دلیل انجام تجزیه سیگنال GSR توضیح می دهد. دوم، توابع عضویت خروجی توضیح داده خواهد شد. سپس قوانینی که ورودی ها را به خروجی ها ربط می دهد، ارائه می شود. در نهایت نتایج تشخیص استرس نشان داده خواهد شد.

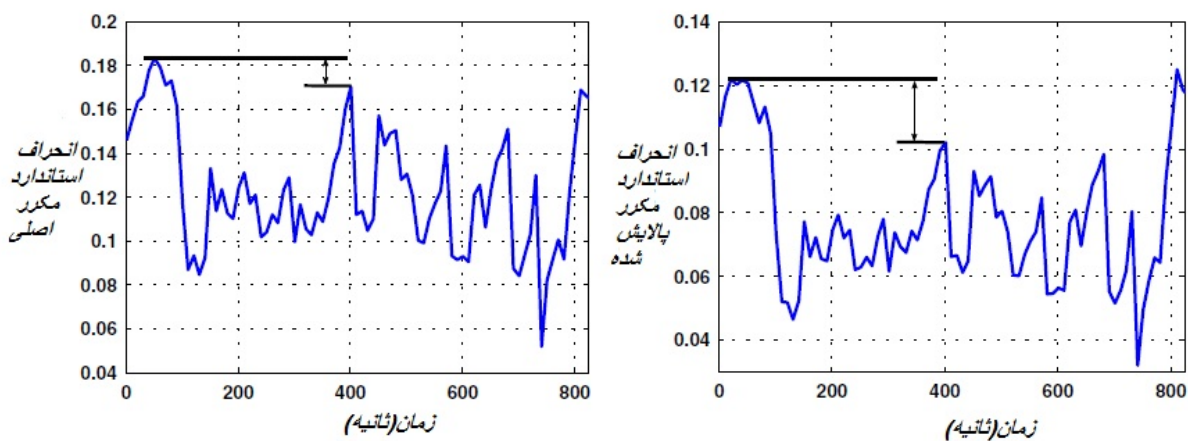
یازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

11th National Congress of
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir



شکل ۱۰ اثر تقسیم انحراف استاندارد: سیگنال نفس و همبستگی مکرر.



شکل ۱۱ افزایش تفاوت پیکها بعد از پالایش انحراف استاندارد

۵.۱ توابع عضویت ورودی و تجزیه GSR

همانطور که GSR نشان دهنده میزان هدایت به پوست و از این رو رطوبت آن است، می توان آن را ناشی از طبیعت تجمعی آن دانست. بنابراین برخلاف اینکه دامنه اطلاعاتی را می دهد. تغییرات سیگنال نسبت به مقادیر قبلی آن، شاخص های بسیار خوبی از تغییرات در استرس را نشان می دهد. به منظور بهبود تشخیص، این مقاله پیشنهاد می کند سیگنال GSR را به دو بخش تقسیم کند: مقدار متوسط و تغییرات. در کار ارائه شده در [۲۳] HR و میانگین توابع عضویت GSR شکل گاوسی داشتند. این بر مبنای روش الگوی [۷] بود که برای طراحی توابع عضویت استفاده از میانگین و انحراف معیار متغیرها در دو دوره

یازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

11th National Congress of
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir

آزمایشی، RS و SS پیشنهاد شد. در عوض، کار فعلی پیشنهاد می کند تا یک تابع عضو جدید استرس متوسط (MS) تعریف کند که به سیستم اجازه می دهد تا بتواند انتقال بهتر بین حالت های آرام و استرس را تشخیص دهد. علاوه بر این، این استراتژی از همپوشانی تابع عضویت HR جلوگیری می کند. گاهی اوقات افراد تغییرات سرعت بالا HR دارند، که کاملاً طبیعی هستند و لزوماً به معنای انتقال به استرس نیست، همانطور که در قسمت RS شکل ۱۲ اتفاق می افتد. همانطور که در شکل ۱۲ دیده می شود، HR نسبتاً به طور متمرکز در اطراف مقدار متوسط آن در طول بخش SS از آزمایش، قرار دارد. با این حال، در طول دوره RS، HR بسیار متغیر است و در نقاط خاصی حتی به مقادیر مشابه در بخش SS می رسد. بر خلاف اینکه داشتن تغییرات در HR، کاملاً طبیعی است، استفاده از روش الگو، هنگام کشف استرس زمانی که توابع عضویت HR با تولید شرایط نادرست با هم همپوشانی دارند منجر به مشکل می شود.

چنین مشکلاتی در سمت چپ شکل ۱۳ نشان داده شده است که توابع عضویت مبتنی بر الگو را برای موضوع شکل ۱۲ نشان می دهد. بر اساس این معیارها، سه تابع عضویت برای تمام متغیرهای ورودی برای هر تابع تعریف شده است: MS, RS, و SS.

این رویکرد پیشنهاد می کند که از توابع دوزنقه ای برای RS و SS و یک تابع MS متفاوت برای پر کردن فاصله ی بین RS و SS استفاده کند همانطور که در شکل ۱۳ نشان داده شده است. این مقاله پیشنهاد می کند از یک شکل مثلثی برای تغییرات GSR و شکل های گاوسی برای کارکرد HR و متوسط GSR استفاده کند. متأسفانه، این روش یک روش اتوماتیک برای تنظیم دقیق توابع عضویت نیست و برای لحظه ای، تنظیم عملکرد باید به صورت دستی انجام شود تا سیستم را نسبت به هر موضوعی تنظیم کند. آخرین توابع عضویت تعریف شده مربوط به خروجی است. این مقاله از رویکرد [۲۳] پیروی می کند و همان سه استراتژی را ارائه می دهد. در [۷] تنها تفاوت بین شرایط بدون استرس و استرس را ایجاد شده است. برای قابل اطمینان کردن میزان تشخیص استرس، این سیستم شامل سطح استرس متوسطی MS عملکرد خروجی مثلثی است. خروجی در فاصله [۰، ۱] نرمال شده است. جدول ۱ جزئیات طراحی تابع عضویت را شرح می دهد:

۵.۲ واسط سیستم استنتاجی

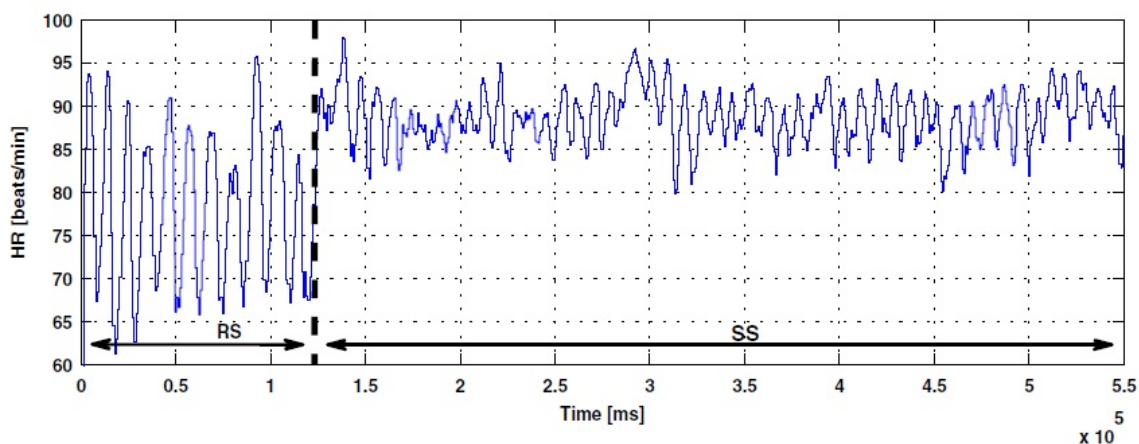
همانطور که در [۲۳] انجام شده است، پیوند متغیر سیستم واسط مطابق با ورودی ها در جفت ها انجام شده است. همچنین، این متغیرها با قوانین if then و if به هم متصل می شوند. ه هر حال، تفاوت اصلی پیشنهاد شده در این مقاله از معیارهای استفاده از سه عملکرد عضویت برای ورودی ها می باشد. در فاز قبلی، بیشتر متغیرهای ورودی تنها دو توابع عضویت داشتند بنابراین، تعیین زمان تنظیم برای فعال کردن تابع خروجی

یازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

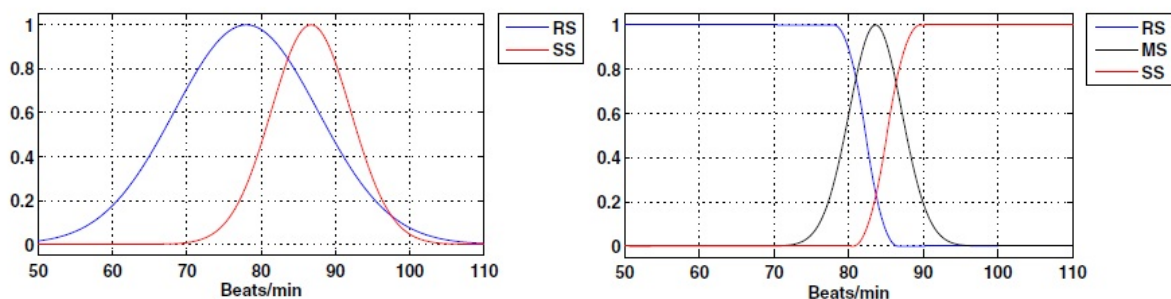
11th National Congress of
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir

MS دشوار بود. در آن مرحله، خروجی MS زمانی فعال خواهد شد، که حالت ورودی ها مخالف یکدیگر باشند. جدول ۲ خلاصه ای از آنچه در [۲۳] انجام شد را نشان می دهد. پس از تجزیه و تحلیل ثابت شد که سیستم قوانین مستعد به داشتن تغییرات شدیدی است. بعداً، تابع MS به متغیرهای ورودی اضافه شد تا پلاستیسیته شدن را به سیستم اضافه نماید. با آن، برقراری روابط بین متغیرها خیلی ساده تر شده است: خروجی RS فعال می شود زمانی که هر دو متغیر RS هستند، خروجی MS فعال می شود زمانی که هر دو متغیر MS باشند و خروجی همان SS است. در نهایت، مهم است که توجه داشته باشیم که وزن تمام روابط هنگام تعیین تشخیص سطح استرس، یکسان نیست. این رویکرد پیوند متغیر ورودی را می توان در جدول ۳ مشاهده کرد.



شکل ۱۲: یک سیگنال HR با تغییر پذیری سریع



شکل ۱۲: همپوشانی توابع عضویت HR

یازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

11th National Congress of
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir

جدول 1

تعریف توابع عضویت

متغیر	تعریف	حالات	شکل	رنویس شکل
ورودی	متغیر	RS	نوزنقه ای	متغیر
اثنوایی		MS	گاو سین	متغیر
سرعت		SS	نوزنقه ای	متغیر
ورودی	متغیر	RS	نوزنقه ای	متغیر
میانگین		MS	گاو سین	متغیر
GSR		SS	نوزنقه ای	متغیر
ورودی:	[−2.2]	RS	نوزنقه ای	[−2, −2, −0.75, 0]
تغییرات		MS	مثلی	[−0.5, 0, 0.5]
GSR		SS	نوزنقه ای	[0, 0.75, 2, 2]
ورودی	[0, 1]	RS	نوزنقه ای	[0, 0, 0.275, 0.475]
: سطح		MS	مثلی	[0.25, 0.5, 0.75]
استرس		SS	نوزنقه ای	[0.525, 0.725, 1, 1]

جدول 2

روابط متغیر قبلی

حالت متغیر 1	حالت متغیر 2	نتیجه
SS	SS	SS
SS	RS	MS
RS	SS	MS
RS	RS	RS

حالت متغیر 1	حالت متغیر 2	نتیجه
SS	SS	SS
MS	MS	MS
RS	RS	RS

جدول ۳: روابط متغیرهای ورودی

۵.۳ نتایج مقایسه ای از سیستم ها

آخرین مرحله این است که سیستم را از طریق شبیه سازی معتبر کنیم. همه سیستم هایی که مورد آزمایش قرار گرفته اند، یکی از [۷]، یکی از کار قبلی و نیز کار پیشنهاد شده در این مقاله. برای مقایسه نتایج، این سیستم ها از متغیرهای مشابه استفاده کرده اند. با این تفاوت که کار پیشنهاد شده در این مقاله دارای

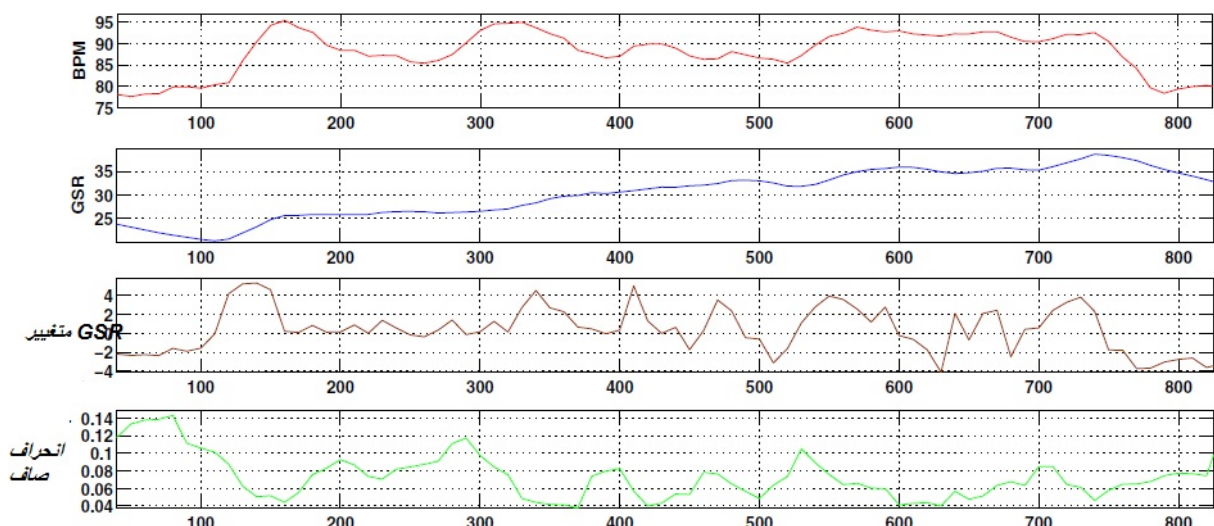
یازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

11th National Congress of
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir

ورودی چهارم است زیرا نیاز به بررسی انحراف استاندارد RESP پالایش شده (صاف شده) است. از آنجاییکه که استرس پویایی قویی ندارد، شبیه سازی ها از ورودی هایی استفاده می کنند که هر ۲۰ ثانیه رفرش می شوند به سرعت به اندازه کافی برای نشان دادن تغییرات استرس استفاده می کنند. سیگنال HR استفاده شده از HR محاسبه شده در بخش ۳ با استفاده از روش قوی تشخیص P پیک ارائه شده در این مقاله گرفته شده است. لاوه بر این، سیگنال GSR پیش پردازش شده است. همانطور که در شکل ۱۴ نشان داده شده است، سیستم پیشنهادی، تغییرات استرس را دقیق تر نشان می دهد، از آنجاییکه وزن ثابت GSR در مقایسه با تمایل آن نسبت به نقاط قبلی مهم تر است، مقادیر صاف شده انحراف استاندارد RESP نیز برای کاهش انتقال شدید مهم تر می شوند. به هر حال، اطمینان از این که کدام یک بهتر است دشوار است، چرا که استرس یک موضوع انتزاعی و ذهنی است و تنها راه اندازه گیری آن این است که از داوطلبان بخواهید که نظرسنجی عادی را پر نمایند

توسط لانگ [۱۲]



شکل ۱۳: HR، GSR، تغییرات GSR و ورودی های انحراف استاندارد RESP و خروجی های برآورد شده استرس برآورد شده برای این سه روش.

۶. نتیجه گیری و کار آتی

این مقاله یک استراتژی پیشرفته و تجدید شده بر اساس منطق فازی و استفاده همزمان از سه سیگنال فیزیکی (GSR، ECG و RESP) برای تشخیص موقعیت های استرس شخصی ارائه کرده است. این کار ادامه کار ارائه شده در [۲۳] بوده و اهمیت پردازش سیگنال ورودی را بیان کرده است. نشان داده است که می توان اطلاعات مهم از سیگنال های فیزیولوژیکی را با استفاده از استراتژی های خاص ریاضی استخراج

یازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

11th National Congress of
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir

کرد، همان چیزی که در هنگام تشخیص R پیک یا در هنگام تجزیه سیگنال GSR اتفاق می افتد. علاوه بر این، پیشنهاد کرده است که از سیگنال RESP استفاده شود، زیرا اطلاعاتی در مورد سطح استرس افراد دارد. همه این پیشرفت ها در مقایسه با نتایج [۷] و کارهای بعدی در [۲۳] نشان داده شده است. در این کار همچنین نشان داده است که چگونه می توان نتایج موفقی را با یک سیستم استنتاج ساده به دست آورد. به عنوان کارهای آتی، که خارج از محدوده این کاراست، تنظیم پیشین سیستم با استفاده از تکنیک های محاسبات نرم دیگر حل خواهد شد به عنوان مثال، یک شبکه عصبی برای ایجاد توابع عضو ورودی.

مراجع

- [۱] J.M. Andujar, A.J. Barragan, Hybridization of fuzzy systems for modeling and control, R. Inst. Arch. Irel. ۱۱(۲) (۲۰۱۴) ۱۲۷-۱۴۱
- [۲] J.L. Calvo-Rolle, E. Corchado, A bio-inspired knowledge system for improving combined cycle plant control tuning, Neurocomputing ۱۲۶(۲۰۱۴) ۹۵-۱۰۵
- [۳] W.B. Cannon, Stresses and strains of homeostasis., Am. J. Med. Sci. ۱۸۹(۱)(۱۹۳۵) ۱۳-۱۴
- [۴] J.A. Coan, J.J. Allen, Frontal eeg asymmetry as a moderator and mediator of emotion, Biol. Psychol. ۶۷(۱) (۲۰۰۴) ۷-۵۰
- [۵] CSEA-NIMH, The International Affective Picture System: Digitalized Photographs, Center of Research in Psychophysiology, ۱۹۹۹
- [۶] G. de Lannoy, A. De Decker, M. Verleysen, A supervised wavelet transform algorithm for spike detection in noisy eegs, in: Biomedical Engineering Systems and Technologies, Springer, ۲۰۰۹, pp. ۲۵۶-۲۶۴
- [۷] A. de Santos Sierra, C.S. vila, J.G. Casanova, G.B.D. Pozo, A stress-detection system based on physiological signals and fuzzy logic, IEEE Trans. Ind. Electron. ۵۸(۱۰) (۲۰۱۱) ۸۵۷۴-۸۶۵۴
- [۸] J.J. Gross, R.W. Levenson, Emotion elicitation using films, Cognit. Emotion ۹(۱)(۱۹۹۵) ۸۷-۱۰۸
- [۹] J. Healey, R.W. Picard, et al., Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors, IEEE Trans. Intell. Transp. Syst. ۶(۲) (۲۰۰۵) ۱۵۶-۱۶۶
- [۱۰] Z. Hong-tu, Y. Jing, The wavelet decomposition and reconstruction based on the matlab, in: Proceedings of the Third International Symposium on Electronic Commerce and Security Workshops (ISECS ۲۰۱۰), China, ۲۰۱۰
- [۱۱] S.D. Kreibig, Autonomic nervous system activity in emotion: a review, Biol. Psychol. ۸۴(۳) (۲۰۱۰) ۳۹۴-۴۲۱
- [۱۲] P.J. Lang, Behavioral treatment and bio-behavioral assessment: computer applications, Technology in mental health care delivery systems, Ablex Publisher, Norwood, NJ, ۱۹۸۰, pp. ۱۱۹-۱۳۷.
- [۱۳] C.K. Lee, S. Yoo, Y.J. Park, N.H. Kim, K.S. Jeong, B. Lee, Using neural network to recognize human emotions from heart rate variability and skin resistance, in: IEEE-EMBS ۲۰۰۵, IEEE, ۲۰۰۶, pp. ۵۵۲۳-۵۵۲۵
- [۱۴] D.R. López, A.F. Neto, T.F. Bastos, On line recognition of human actions based on patterns of rwe windows applied in dynamic moment invariants, R. Inst. Arch. Irel. ۱۱(۲) (۲۰۱۴) ۲۰۲-۲۱۱
- [۱۵] R. Martínez, E. Irigoyen, N. Asla, I. Escobes, A. Arruti, First results in modelling stress situations by analysing physiological human signals, in: Proceedings of the IADIS International Conference e-Health, ۲۰۱۲, pp. ۱۷۱-۱۷۵
- [۱۶] R.J. Martis, C. Chakraborty, A.K. Ray, Wavelet-based machine learning techniques for ecg signal analysis, in: Machine Learning in Healthcare Informatics, Springer, ۲۰۱۴, pp. ۲۵-۴۵
- [۱۷] X. Navarro, Fisiologia del sistema nervioso autono, Rev. Neurol. ۳۵(۲۰۰۲) ۵۵۳-۵۶۲
- [۱۸] R.J. Nelson, An Introduction to Behavioral Endocrinology, Sinauer Associates, ۲۰۰۵