

تشخیص استرس با حسگرهای پوشیدنی

مهران کریمیان ریزی^۱

مریم فریور^۲

وحید رنجبر عین الدین^۳

دانشجو کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه تبریز، ایران، mehrankarimian97@ms.tabrizu.ac.ir

مری سازمان آموزش فنی و حرفه ای کشور، شاهین شهر، ایران، Farivar.maryam@yahoo.com

دانشجو کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه تبریز، ایران، v.ranjbar98@ms.tabrizu.ac.ir

چکیده: تشخیص زود هنگام استرس ذهنی می تواند از بسیاری از مشکلات سلامتی مرتبط با استرس جلوگیری کند. هدف پژوهش حاضر به کارگیری یک سامانه حسگر پوشیدنی برای سنجش سیگنال های فیزیولوژیکی و تشخیص استرس ذهنی است. یک گروه از افراد سالم در معرض سه موقعیت استرس زای متفاوت قرار گرفتند. در مدت این عمل، ECG، تنفس، میزان رسانایی پوست و EMG عضلات تراپزیوس^۱ ثبت شد. در کل ۱۹ ویژگی فیزیولوژیکی از این سیگنال ها محاسبه شد. پس از نرمال سازی مقادیر هر ویژگی و تحلیل همبستگی آن ها، زیرمجموعه ای از ۹ ویژگی برای تحلیل بیشتر انتخاب شد. تحلیل جزء اصلی، این ۹ ویژگی را به ۷ جزء اصلی کاهش می دهد (PC ها). با استفاده از این PC ها و طبقه بندی کننده های متفاوت، دقت طبقه بندی ثابتی بین شرایط استرس و غیر استرس در حدود ۸۰٪ به دست آمد. این نشان دهنده آن است که زیرمجموعه ویژگی خوبی برای توسعه نظارت شخصی بر استرس در آینده به دست آمده است.

کلیدواژه ها: حسگر، استرس، حسگر پوشیدنی

مقدمه

استرس به عنوان عامل فعال کننده سامانه عصبی سمپاتیک (SNS) [۴] شناخته شده است. تاکنون پژوهش های زیادی در مورد تشخیص استرس از پارامترهای فیزیولوژیکی که تحت تأثیر SNS هستند صورت گرفته است. مثال ها شامل فعالیت عضلات، ضربان قلب، تغییرپذیری ضربان قلب، هدایت پوست و قطر مردمک است. [۵]-[۸]. مطالعات دیگری نشان داده اند که ترکیبی از این پارامترهای فیزیولوژیکی امکان تشخیص بین شرایط پر استرس و شرایط بدون استرس را تسهیل می کند [۱۴]-[۸]. همه این پژوهش ها سیگنال هایی در موقعیت های متفاوت (آزمون استروپ^{۲۶}، حساب ذهنی، تکه های فیلم و صدا، رانندگی) که انجام می دهیم را اندازه گیری می کنند. ما تلاش کردیم استرس کاری روزانه را با پروتکل آزمون خود که به تازگی توسعه داده ایم تقلید

دومین مشکل سلامتی مرتبط با کار از نظر فراوانی در جامعه اروپا «استرس، افسردگی یا اضطراب» است [۱]. ۲۵٪ از غیبت یک ماهه یا بیشتر، به خاطر بیماری های ناشی از استرس، افسردگی یا اضطراب است. این ارقام نشان دهنده آن است که استرس در جامعه اروپا یک مشکل مهم مالی و اجتماعی است.

استرس ذهنی مزمن، می تواند سبب مشکلاتی مانند فشارخون [۲]، بیماری های قلبی عروقی [۳]، افزایش احتمال عفونت [۲] و افسردگی [۴] شود. استرس ذهنی را در مراحل اولیه می توان تشخیص داد و از مشکلات سلامتی مرتبط با استرس جلوگیری کرد.

²⁶ Stroop test

ابتدا افراد برخی از سؤالات عمومی را پاسخ دادند و پرسشنامه سنجش میزان استرس ادراکی (PSS) را پر کردند. سپس آن‌ها یک انقباض مرجع اجرا کردند و در ادامه با قرار گرفتن در سه موقعیت استرس متفاوت آزمایش دنبال شد: تمرین محاسبه (آزمون نوریندر ۲:۳۰ دقیقه)، یک تمرین معمای منطقی (۳:۰۰ دقیقه) و یک تمرین حافظه (تقریباً ۵:۰۰ دقیقه). همه این سه تمرین تحت فشار زمانی و با قطعاتی خبری پرت‌کننده حواس همراه بود که از طریق هدفون شنیده می‌شد. فشار اجتماعی به این صورت در تمرین حافظه وارد می‌شود که به افراد گفته می‌شود عملکرد آن‌ها در نتیجه گروهی قرار گرفته و سپس برای همکاران منتشر می‌شود. در بین شرایط استرس ۲:۰۰ دقیقه استراحت برنامه‌ریزی شده است تا اطمینان حاصل شود که شرایط استرس فعلی روی شرایط استرس بعدی تأثیر نمی‌گذارد. به علاوه، پیش و پس از هر شرایط استرس باید پرسشنامه‌ای کامل شود.

۲-۲- ثبت فیزیولوژیک

یک سرب الکتروکاردیوگرافی (ECG) و تنفس هم با یک سینه‌بند بی‌سیم اندازه‌گیری می‌شود. ECG با الکترودهای ژله‌ای تجاری اندازه‌گیری می‌شود و تنفس با یک حسگر فیلم فیزیوالکتریک از برنامه SleepSense اندازه‌گیری می‌شود.

کنیم؛ این پروتکل شامل تمرین‌های حل مشکل از طریق معما و تمرین حافظه‌ای است که با تلاش گروهی انجام می‌شود.

سامانه‌ای که می‌تواند سطوح استرس را بر اساس سیگنال‌های فیزیولوژیک اندازه‌گیری کند، قادر است کاربردهای جالبی در موقعیت‌های زندگی واقعی ایجاد نماید. هدف نهایی طراحی سامانه بی‌سیم است که به راحتی پوشیده می‌شود و می‌تواند سطوح استرس را در زمان رخداد آن‌ها اندازه‌گیری کند. یک کاربرد عملی از چنین سامانه‌ای می‌تواند سامانه جلوگیری از استرس در محل کار باشد.

هدف این مطالعه یافتن سیگنال‌ها و ویژگی‌هایی است که بتواند واضح‌ترین واکنش نسبت به استرس ذهنی در شرایطی که در پروتکل ما موجود است را نمایش دهد. وقتی این ویژگی‌ها شناسایی شد، باید امکان ایجاد معیار معتبری از این ویژگی‌ها وجود داشته باشد.

در بخش ۲ توصیف مختصری در مورد پروتکل آزمون، سامانه اکتساب سیگنال، پردازش داده‌ها، شیوه‌های مربوط به استخراج ویژگی و تحلیل آماری ارائه می‌شود. نتایج تحلیل سیگنال‌های فیزیولوژیک در مدت آزمون‌های استرس، در مقایسه با دوره‌های آرامش‌بخش در بخش ۳ ارائه می‌گردد. بخش ۴ شامل مباحثه است؛ و سرانجام در بخش ۵ نتیجه‌گیری انجام می‌شود.

۲- روش‌ها

۲-۱- پروتکل آزمایشی

پروتکل آزمایشی به صورت مختصر در اینجا مورد بحث قرار می‌گیرد. برای توصیف دقیق‌تر این پروتکل و اعتبارسنجی مبتنی بر پاسخ‌های پرسشنامه، خواننده را به [۱۵] ارجاع می‌دهیم.

در کل از ۳۰ فرد سالم برای شرکت در پروتکلی که مخصوص این مطالعه طراحی شده بود استفاده شد. طیف سنی افراد ۱۹-۵۳ سال بود (متوسط = ۳۳،۱؛ SD = 7.87)؛ که از ۲۵ مرد و ۵ زن تشکیل شده بود. آزمون روی یک PC در یک اتاق ساکت برگزار شد.

جدول ۱ بررسی اجمالی ویژگی‌های استخراج شده از سیگنال‌های اندازه‌گیری شده

شماره	ویژگی	مخفف	معنی
۱	ضربان قلب	HR	متوسط ضربان قلب
۲	انحراف استاندارد فواصل ضربان	SDNN	متوسط انحراف استاندارد فواصل ضربان
۳	تغییر ضربان قلب با فرکانس پایین	LF	تغییر ضربان قلب در محدوده ۰.۱۵ - ۰.۴
۴	تغییر ضربان قلب با فرکانس بالا	HF	تغییر ضربان قلب در محدوده ۰.۴ - ۰.۱۵
۵	تغییر ضربان قلب نسبت LF/HF	LFHF	نسبت تغییر ضربان قلب با فرکانس پایین و بالا
۶	سطح هدایت پوست	SCL	سطح متوسط هدایت پوست
۷	میزان پاسخ‌دهی هدایت پوست	SCR	متوسط تعداد پاسخ‌های هدایت پوستی در هر ثانیه
۸	دومین تفاوت هدایت پوست	SCdiff2	توان سیگنال در دومین تفاوت هدایت سیگنال هدایت پوست
۹	مدت انحراف اهمی هدایت پوست	OPD	زمان نسبی پاسخگویی سیگنال هدایت پوست
۱۰	فرکانس تنفس	RespFreq	متوسط فرکانس تنفس
۱۱	سیگنال RMS تنفس	RMSResp	مقدار مربع متوسط ریشه سیگنال تنفس برای تخمین تغییرات حجم کشندی
۱۲	سیگنال RMS EMG	RMSEMG	مقدار مربع متوسط ریشه نرمال شده به‌عنوان درصد انقباض مرجع EMG
۱۳	بار استاتیک	Static	دهمین از صد رده مقادیر

EMG ترتیبی RMS			
پنجاهمین از صد رده مقادیر EMG RMS	Median	بار میانه	۱۴
نودمین از صد رده مقادیر EMG RMS	Peak	بار اوج	۱۵
متوسط تعداد فواصل در هر دقیقه	Gaprate	فواصل / دقیقه	۱۶
درصد زمانی که در آن فواصل رخ می‌دهد	Gaptime	زمان نسبی فواصل	۱۷
متوسط فرکانس اندازه طیف EMG فرکانس	MNF	متوسط فرکانس EMG	۱۸
فرکانسی که در آن سطح سمت چپ اندازه طیف EMG فرکانس با سطح سمت راست برابر است.	MDF	میان فرکانس EMG	۱۹

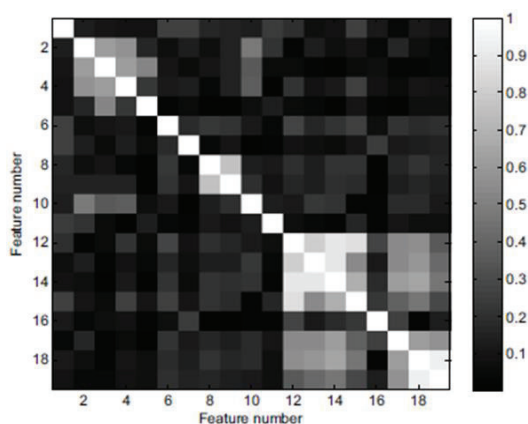
بنابراین، ابتدا گروه‌های فعال NHS فعال با استفاده از ۳ میلی مولار آمینو PEG5 الکل (آمینو pH 7.4 PEG) BroadPharm)) قبل از رفع نهایی با ۱ مولار اتانول آمینو pH 8.5 خنک شدند. هر مرحله به مدت ۱۵ دقیقه انجام شد و سپس چندین شستشو در pH 7.4 PBS X انجام شد. غلظت بالا PEG مورد استفاده در حین مسدود کردن منجر به PEG متصل بطور کووالانسی به سطح گرافن و جذب PEG به بقیه سطوح تراشه می‌شود.

یک حسگر بی‌سیم دست برای اندازه‌گیری هدایت پوست (SC) مورد استفاده قرار گرفت به ترتیبی که با اعمال ولتاژ ثابت v DC ۵ روی کف دست، تغییر جریان مورد سنجش قرار گرفت. گره‌های حسگر بی‌سیم که برای این مطالعه به کار رفت بر پایه پلتفرم شبکه منطقه بدن بود که در iMC توسعه داده شده بود. می‌توانید جزئیات را در [۱۶] بیابید. سیگنال‌های الکترومیوگرافی (EMG) از عضلات تراپزیوس فوقانی هردو شانه با الکترودهای ژله‌ای تجاری به صورت دوقطبی اندازه‌گیری شد. جزئیات روند ثبت EMG را می‌توانید در

که این مقادیر هنگامی محاسبه شده بودند که پنجره ۱۲۰ ثانیه روی آخرین دو دقیقه از شرایط استرس بود.

۲-۴ شیوه‌های تحلیل

از ۱۹ ویژگی که از سیگنال‌ها استخراج شد این انتظار می‌رفت که برخی همبستگی بالایی نشان دهند چون برخی مبتنی بر فرایندهای فیزیولوژیک یکسان بودند؛ بنابراین، یک انتخاب بر اساس این همبستگی‌ها ایجاد شد.



شکل ۱ مقادیر همبستگی مطلق شماره ویژگی‌ها مطابق با شماره‌های جدول ۱

و دانش قبلی برای کاهش تعداد ویژگی‌ها و ساختن یک مجموعه ویژگی غیر انحصاری برای تحلیل بیشتر است.

سپس، تحلیل جزء اصلی (PCA) برای زیرمجموعه ویژگی به کار رفت تا آخرین همبستگی‌های موجود بین ویژگی‌ها را حذف کند. این کار برای طبقه‌بندی که بعداً انجام می‌شود مهم است. در کل در طبقه‌بندی، کاهش تعداد متغیرهای مسئله تا حد امکان مهم است تا تراکم نقاط داده در فضای چندبعدی ویژگی تا جای ممکن بالا رود.

تعداد اجزای اصلی (PC) ها (برای تحلیل مرحله بعد طوری انتخاب شد که حداقل ۹۰٪ واریانس توضیح داده شود. این PC ها برای

[۱۵] بیابید. ECG و تنفس در فرکانس نمونه‌گیری ۲۵۰ Hz ثبت شد. در SC ۱۰۰ Hz ثبت شد. EMG در ۱۰۰۰ Hz ثبت شد.

۲-۳ محاسبه ویژگی

بررسی اجمالی ویژگی‌هایی که از سیگنال‌های اندازه‌گیری شده محاسبه شده‌اند را می‌توان در جدول I یافت. LF, HF و LFHF پس از به‌کارگیری پنجره هانینگ^{۲۷} روی سیگنال ضربان قلب داخل شده محاسبه شد. برای دیدن جزئیات در مورد محاسبه Scdiff2 و OPD [۱۳] را ببینید. RespFreq (فرکانس تنفس) به‌عنوان جزء اصلی فرکانس تراکم طیفی قدرت از سیگنال تنفس تعیین شد. جزئیات در مورد محاسبه ویژگی‌های مرتبط با EMG را می‌توانید در [۱۵] بیابید.

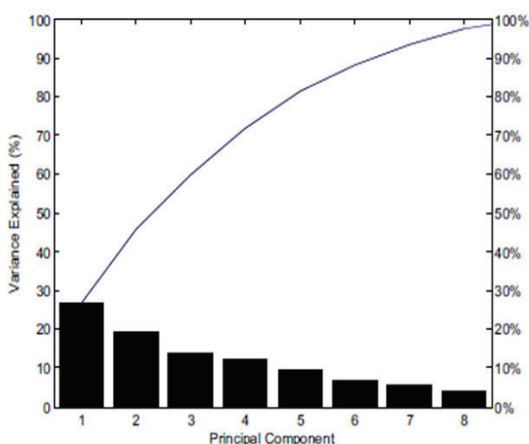
این ویژگی‌ها با پنجره لغزان ۱۲۰ ثانیه‌ای که روی سیگنال‌ها حرکت می‌کرد محاسبه شد. طول پنجره با طول کوتاه‌ترین مدت شرایط مساوی بود: یعنی شرایط استراحت دودقیقه‌ای. برای اکثر ویژگی‌ها، پنجره با گام‌های ۱ ثانیه‌ای حرکت می‌کرد. هرچند برای HR و SDNN به‌جای گام‌های یک‌ثانیه‌ای از یک ضربه به ضربه دیگر حرکت کرد. برای هر وضعیت پنجره، همه مقادیر ویژگی‌ها برای آن زمان خاص پنجره محاسبه شد. مقادیر به‌دست‌آمده ویژگی‌ها با محاسبه امتیاز Z مانند آنچه در (۱) محاسبه شد و با در نظر گرفتن X به‌عنوان مقدار ویژگی اصلی، Z به‌عنوان مقدار نرمالیزه شده، μ و σ به ترتیب به‌عنوان متوسط و انحراف استاندارد مقادیر ویژگی نرمال‌سازی شد.

$$Z = \frac{(X-\mu)}{\sigma} \quad (1)$$

۲۰ ثانیه انقباض مرجع از محاسبه μ و σ مستثنی شد چون یک تمرین فیزیکی است و احتمال دارد به شیوه‌های غیر فیزیکی روی سیگنال‌های فیزیولوژیک تأثیر داشته باشد.

سپس مقادیر ویژگی مربوط به شرایط مختلف از مقادیر نرمال شده تعیین شد. برای شرایط باقیمانده، مقادیری گرفته شد که هنگامی که پنجره ۱۲۰ ثانیه دقیقاً روی شرایط استراحت قرار داشت محاسبه گردد. برای مقادیر استرس، مقادیری به کار رفت

^{۲۷} Hanning window



شکل ۲. درصد واریانس که با PC های متفاوت توضیح داده می شود.

- SDNN از ویژگی های همبسته HF, LF, SDNN و LFHF انتخاب می شود. SDNN پیش از این نتایج امیدوارکننده ای نشان داده بود [۱۳].
- SCL با دیگر ویژگی ها همبسته نبود بنابراین شامل خودش است.
- SCRR مانند SCL, SCRR با دیگر ویژگی ها همبسته نیست اما در نتایج سهیم است.
- SCdiff2 OPD, SCdiff2 به شدت همبسته هستند.
- SCdiff2 به صورت دلخواه انتخاب شد.
- RespFreq با دیگر ویژگی ها همبسته نبود، اما ممکن است به استرس واکنش نشان دهد.
- Peak از Peak, Static, Median, RMS و Peak انتخاب شد. بالاترین مصرف بهترین نتیجه را از این زیرمجموعه در تحلیل پیشین در مورد سیگنال های [۱۵] EMG به دست داد.
- Gamtime این ویژگی نیز نتایج امیدوارکننده ای در تحلیل پیشین نشان داد [۱۵].
- MNF از MNF و MDF, MNF نتایج اندک بهتری در تحلیل قبلی نشان داد بود [۱۵].

طبقه بندی شرایط سه گانه استرس و شرایط استراحتی که پس از هر شرایط استرس وجود داشت به کار رفت.

یک اعتبار سنجی متقابل برای ارزیابی عملکرد طبقه بندی پنج بار اجرا شد. چهار طبقه بندی کننده مختلف برای تحقیق و بررسی تفاوت ها در اجرا به کار رفت: طبقه بندی کننده نرمال خطی بیز، طبقه بندی کننده نرمال بیز درجه دوم، طبقه بندی کننده نزدیک ترین همسایه K و طبقه بندی کننده حداقل مربعات خطی فیشر.

۳- نتایج

برخی افراد به خاطر کیفیت پایین سیگنال (۱ سیگنال ضعیف تنفس، ۵ سیگنال ضعیف SC، ۵ سیگنال ضعیف EMG، و در کل ۹ فرد)، داده های ناقص به علت افتادن گره های حسگر (دو مورد)، یا حواس پرتی به علت حضور افراد در اتاق حین آزمایش (۱ مورد)، با کنار گذاشتن این موارد پایگاه داده ای با ۱۸ مورد ثبتي کامل باقی ماند.

مقادیر مطلق همبستگی بین ۱۹ ویژگی نرمالیزه شده در شکل ۱ نشان داده شده است. برای برخی ویژگی ها همبستگی بالایی یافت شد؛ برای مثال، LF, SDNN, HF و مانند RMSEMG، استاتیک، میانه و اوج به شدت همبسته هستند.

بر اساس این همبستگی ها و دانش قبلی، زیرمجموعه ای شامل ۹ ویژگی برای تحلیل بیشتر انتخاب شد. این زیرمجموعه شامل:

HR به این خاطر انتخاب شد که با هیچ یک از ویژگی های دیگر نشان داده شده برای واکنش به استرس در مطالعات دیگر (برای مثال [۱۷]) همبسته نبود.

بر ظرفیت الکتریکی ترانزیستورهای گرافن نسبت به مقاومت منبع تخلیه (source-drain) دارد، به همین دلیل کانال پاسخ C در این مطالعه مورد استفاده قرار گرفت.

مجزا است که برای سامانه تشخیص استرس شخصی سازی شده لازم است .

در مقایسه با دیگر مقالات در مورد طبقه بندی موقعیت های استرس ذهنی، نتایج ما تا حدودی بدتر بود. دقت طبقه بندی در مقایسه با دیگر پژوهش ها از ۸۰٪ [۱۱] تا ۹۷,۴٪ [۱۲] است. هرچند، پژوهش های دیگر تنها یک نوع عامل استرس را در پروتکل های خود استفاده کردند و بنابراین می توانستند الگوریتم های خود را برای تشخیص نوع مجزایی از استرس ذهنی که توسط عامل استرس را ایجاد شده بود را تنظیم کنند. در مطالعه سه مورد استرس را به کار رفت که همه آن ها در تحلیل قرار گرفتند. باین وجود دقت حدود ۸۰ درصد در تفکیک شرایط مختلف استرس ذهنی از شرایط استراحت به دست آمد .

چیزی که می تواند در تحلیل ما بهبود یابد شیوه ای است که مقادیر ویژگی به وسیله آن نرمالیزه می شوند. مقادیر ویژگی در طول تمام پروتکل به کار رفت. با استفاده از این شیوه نرمال سازی، نه تنها مقادیر مینا بلکه واکنش پذیری از شرایط استراحت به شرایط استرس نیز نرمالیزه شد. هرچند، برای کاربرد این شیوه زمان ثبت طولانی لازم است. برای استفاده آینده مطلوب است که تنها زمان کوتاهی از اندازه گیری مینا داشته باشیم که برای نرمالیزه کردن همه موارد ثبت کافی باشد. برای یافتن پروتکلی کوتاه که در عین حال نماینده همه موارد بوده و بتواند برای درجه بندی ویژگی های فیزیولوژیک به منظور محاسبه باقی مانده فرایند ثبت به کار رود، تحقیق و بررسی لازم است. چون واکنش پذیری نیز نیاز به نرمالیزه شدن دارد برخی از انواع موارد استرس می تواند در این پروتکل درجه بندی قرار گیرد. ممکن است این مورد استرس را کاربرد آسانی داشته و واکنش پذیری را در اغلب افراد به جنبش درآورد .

محدودیت دیگر پژوهش ما محیط کنترل شده ای بود که آزمایش در آن انجام شد. در شرایط زندگی روزانه، سیگنال های فیزیولوژیک تحت تأثیر عواملی غیر از استرس مانند فعالیت های فیزیکی قرار می گیرند. برای به کارگیری سامانه تشخیص استرس در زندگی روزانه، فرد باید قادر باشد بین تغییرات در فیزیولوژی که ناشی از فاکتورهای فیزیولوژیک است و تغییراتی که ناشی از دیگر عوامل است تمایز قائل شود.

سپس PCA با این ۹ ویژگی اجرا شد. درصد واریانس که توسط PC های مختلف توضیح داده شده در شکل ۲ نشان داده می شود. اولین تا هفتمین PC برای تحلیل بیشتر انتخاب شد چون آن ها باهم ۹۳,۶٪ واریانس را توصیف می کنند.

این هفت PC ورودی مربوط به طبقه بندی شرایط سه گانه استراحت و شرایط سه گانه استرس بودند که به صورت دو کلاس با آن ها رفتار شد؛ بنابراین نرخ حدس برای این مشکل طبقه بندی ۰,۵ بود. نرخ خطای متوسط و انحراف استاندارد آن اطلاعاتی در مورد میزان موفقیت طبقه بندی و نرخ خطای ثابت به دست می دهد. نرخ های خطای حاصل و انحراف های استاندارد را می توانید در جدول ۲ ببینید.

۴- نتیجه گیری

هدف این مطالعه یافتن سیگنال ها و ویژگی های فیزیولوژیک است که بتواند واضح ترین واکنش نسبت به استرس ذهنی در شرایطی که در پروتکل ما موجود است را نمایش دهد. انتخاب ۹ ویژگی به این سبب انجام شد تا ارائه خوبی از واکنش فیزیولوژیک به استرس ذهنی بدهد. این ۹ ویژگی به PC ۷ کاهش یافت که نتایج امیدبخشی در طبقه بندی استرس ذهنی از دوره های بدون استرس نشان می داد.

جدول ۲ نرخ خطاها و انحراف های استاندارد طبقه بندی شرایط استراحت و استرس با طبقه بندی کننده های مختلف

طبقه بندی کننده	نرخ خطا	انحراف استاندارد
بیز خطی نرمال	۰,۲۱۶۷	۰,۰۲۵۰
بیز درجه دوم نرمال	۰,۲۲۲۲	۰,۰۲۰۷
نزدیک ترین همسایه K	۰,۲۳۷۰	۰,۰۱۶۸
حداقل مربعات فیشر	۰,۲۰۷۴	۰,۰۱۴۰

نتایج به دست آمده از طبقه بندی کننده های مختلف اندکی متنوع است اما همه آن ها ترتیب اندازه یکسانی داشتند. نرخ های خطا برای همه چهار طبقه بندی کننده تنها بیش از ۰,۲ بود. تشابه نتایج به این معناست که مجموعه داده نامتناقض است و مورد محکمی را برای اعتبار نتیجه ایجاد می کند. نتیجه نشان می دهد که زیرمجموعه خوبی از ویژگی ها انتخاب شده است. همچنین نتایج طبقه بندی خوب نشان دهنده امکان طبقه بندی موارد طبقه بندی

۵. نتیجه گیری

زیرمجموعه‌ای از ۹ ویژگی فیزیولوژیک یافت شد که می‌توانند برای تشخیص استرس ذهنی به کار روند. این ویژگی‌ها از سیگنال‌های ECG، تنفس، EMG SC استخراج شد. PCA نشان می‌دهد که زیرمجموعه ویژگی می‌تواند به صورت ۷ PC نمایش داده شود. این PC ها برای طبقه‌بندی مواردی شامل شرایط استراحت یا استرس به کار رفتند. دقت طبقه‌بندی حدود ۸۰٪ به دست آمد. این نتایج امیدبخش اشاره می‌کند که این زیرمجموعه ویژگی می‌تواند برای تشخیص استرس در آینده مورد استفاده قرار گیرد. همچنین دقت بالای طبقه‌بندی نشان می‌دهد که ویژگی‌های ذکر شده برای تشخیص استرس به صورت فردی مناسب است.

۶- مرجع

- [7] M. L. Peters, G. L. R. Godaert, R. E. Ballieux, M. van Vliet, J. J. Willemsen, F. C. G. J. Sweep, and C. J. Heijnen, "Cardiovascular and endocrine responses to experimental stress: Effects of mental effort and controllability," *Psychoneuroendocrinology*, vol. 23, no. 1, pp. 1–17, Jan. 1998.
- [8] J. Zhai and A. Barreto, "Stress detection in computer users based on digital signal processing of noninvasive physiological variables." in *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 1, 2006, pp. 1355–1358.
- [9] J. Healey and R. Picard, "Smartcar: detecting driver stress," in *Proc. 15th Int Pattern Recognition Conf*, vol. 4, 2000, pp. 218–221.
- [10] M.-H. Lee, G. Yang, H.-K. Lee, and S. Bang, "Development stress monitoring system based on personal digital assistant (pda)." *ConfProc IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 4, pp. 2364–2367, 2004.
- [11] J. Healey and R. Picard, "Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors," *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, vol. 6, no. 2, pp. 156–166, June 2005.
- [12] J. Zhai, A. B. Barreto, C. Chin, and C. Li, "Realization of stress detection using psychophysiological signals for improvement of human-computer interactions," in *Proc. IEEE SoutheastCon*, 2005, pp. 415–420.
- [13] B. Grundlehner, L. Brown, J. Penders, and B. Gyselinckx, "The design and analysis of a real-time, continuous arousal monitor," in *Proc. Sixth Int. Workshop Wearable and Implantable Body Sensor Networks BSN 2009*, 2009, pp. 156–161.
- [14] C. Setz, B. Arnrich, J. Schumm, R. L. Marca, G. Trster, and U. Ehlert, "Discriminating stress from cognitive load using a wearable EDA device." *IEEE Trans. Inform. Technol. Biomed.*, vol. 14, no. 2, pp. 410–417, Mar 2010.
- [15] J. Wijsman, B. Grundlehner, J. Penders, and H. Hermens, "Trapezius muscle EMG as predictor of mental stress," in *Wireless Health 2010*, ser. WH '10. New York, NY, USA: ACM, 2010, pp. 155–163.
- [16] L. Brown, B. Grundlehner, J. van de Molengraft, J. Penders, and B. Gyselinckx, "Body
- [1] European Commission, *Health and safety at work in Europe - A statistical portrait*. Luxembourg: Publications Office of the European Union, 2010.
- [2] A. Steptoe, "Invited review: The links between stress and illness," *Journal of Psychosomatic Research*, vol. 35, no. 6, pp. 633–644, 1991.
- [3] C. Schubert, M. Lambertz, R. Nelesen, W. Bardwell, J.-B. Choi, and J. Dimsdale, "Effects of stress on heart rate complexity—a comparison between short-term and chronic stress," *Biological Psychology*, vol. 80, no. 3, pp. 325–332, 2009.
- [4] C. Tsigos and G. P. Chrousos, "Hypothalamic-pituitary-adrenal axis, neuroendocrine factors and stress," *Journal of Psychosomatic Research*, vol. 53, pp. 865–871, 2002.
- [5] U. Lundberg, R. Kadefors, B. Melin, G. Palmerud, P. Hassmen, M. Engstrom, and I. E. Dohns, "Psychophysiological stress and EMG activity of the trapezius muscle," *International Journal of Behavioral Medicine*, vol. 1, pp. 354–370, 1994.
- [6] N. Hjortskov, D. Risse'n, A. Blangsted, N. Fallentin, U. Lundberg, and K. Søgaard, "The effect of mental stress on heart rate variability and blood pressure during computer work," *European Journal of Applied Physiology*, vol. 92, no. 1, pp. 84–89, June 2004.



area network for monitoring autonomic nervous system responses,” in *Pervasive Computing Technologies for Health-care*, 2009.

[17] F. W. Kok, H. G. Westenberg, J. H. Thijssen, and J. M. van Ree, “Endocrine and cardiovascular responses to a series of graded physical and psychological stress stimuli in healthy volunteers.” *European Neuropsychopharmacology*, vol. 5, no. 4, pp. 515–522, Dec 1995.