



توسعه سامانه مکاترونیکی بلادرنگ سنجش استرس، مبتنی بر سیگنال‌های حیاتی

علیرضا گل‌گونه و بهرام تارویردی‌زاده*

مهندسی مکاترونیک، آزمایشگاه ربات‌های خدمت‌رسان پیشرفته، دانشکده علوم و فنون نوین، دانشگاه تهران، تهران، ایران

چکیده

کمتر کسی در دنیای پرتلاطم و پرتنش امروز، با واژه استرس بیگانه است؛ به‌طوری‌که در برخی مواقع، استرس تبدیل به بخشی از زندگی انسان شده است. استرس بیش از حد، باعث بروز مشکلاتی می‌شود که علاوه بر اثرات روانی، پیامدهای جسمی بی‌شماری از جمله سکنه‌های مغزی، قلبی، فشارخون و غیره را دارد و هیچ عضو یا ارگانی از بدن انسان از تأثیرات آن در امان نیست. هدف این پژوهش، طراحی و ساخت دستگاهی است که با استفاده از سیگنال‌های هدایت الکتریکی پوست (GSR) و فتوپلتیسموگرافی (PPG) بتواند میزان استرس فرد را به‌صورت شاخص پیوسته بیان کند. سخت‌افزار این دستگاه مبتنی بر پردازنده ARM و رابط کاربری آن با زبان C++ برنامه‌نویسی شده است. به‌منظور سنجش میزان استرس، الگوسازی با استفاده از شبکه عصبی مصنوعی MLP و شبکه فازی-عصبی تطبیقی (ANFIS) انجام، که در بهترین حالت در الگوسازی با ANFIS، دقت ۹۲/۹۱٪، و میانگین خطای ۰/۰۰۷ حاصل شده است.

واژگان کلیدی: سیگنال‌های حیاتی، فتوپلتیسموگرافی، هدایت الکتریکی پوست، شبکه عصبی مصنوعی، شبکه فازی-عصبی تطبیقی

Development of a Mechatronics System to Real-Time Stress Detection Based on Physiological Signals

Alireza Golgouneh and Bahram Tarvirdizadeh*

Advanced Service Robots (ASR) Lab., Department of Mechatronics Engineering, Faculty of New Sciences and Technologies, University of Tehran, Tehran, Iran

Abstract

Stress has affected human's lives in many areas, today. Stress can adversely affect human's health to such a degree as to either cause death or indicate a major contributor to death. Therefore, in recent years, some researchers have focused to developing systems to detect stress and then presenting viable solutions to manage this issue.

Generally, stress can be identified through three different methods including (1) Psychological Evaluation, (2) Behavioral Responses and finally (3) Physiological Signals. Physiological signals are internal signs of functioning the body, and therefore nowadays are commonly used in various medical and non-medical applications. Since these signals are correlated with the stress, they have been commonly used in detection of the stress in humans. Photoplethysmography (PPG) and Galvanic Skin Response (GSR) are two of the most common signals which have been widely used in many stress related studies. PPG is a noninvasive method to measure the blood volume changes in blood vessels and GSR refers to changes in sweat gland activity that are reflective of the intensity of human emotional state.

* Corresponding author

* نویسنده عهده‌دار مکاتبات

Design and fabrication of a real-time handheld system in order to detect and display the stress level is the main aim of this paper. The fabricated stress monitoring device is completely compatible with both wired and wireless sensor devices. The GSR and PPG signals are used in the developed system. The mentioned signals are acquired using appropriate sensors and are displayed to the user after initial signal processing operation. The main processor of the developed system is ARM-cortex A8 and its graphical user interface (GUI) is based on C++ programming language. Artificial Neural Networks such as MLP and Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System (ANFIS) are utilized to modeling and estimation of the stress index. The results show that ANFIS model have a good accuracy with a coefficient of determination values of 0.9291 and average relative error of 0.007.

Keywords: physiological signals, Photoplethysmography, galvanic skin response, artificial neural networks, ANFIS

۱- مقدمه

استرس یکی از مهم‌ترین مسائلی است که هر فرد به‌طور عادی، در زندگی روزمره خود تجربه می‌کند. استرس بیش از حد می‌تواند منجر به بیماری‌های قلبی، مغزی، دیابت و همچنین، تضعیف دستگاه ایمنی بدن شود [1].

دستگاه عصبی سمپاتیک (SNS) باعث برانگیختگی انسان و ایجاد پاسخ‌های استرسی فیزیولوژیکی در او می‌شود [1],[2]. پاسخ‌های فیزیولوژیکی، به آن دسته از اعمال طبیعی بدن گفته می‌شود که غیرارادی هستند و به‌سختی تحت‌تأثیر عوامل خارجی قرار می‌گیرند [4]. افزایش عصبانیت، اضطراب، ناراحتی یا ... نمونه‌هایی از این پاسخ‌ها هستند [5].

در نتیجه این تغییرات، تنفس سریع‌تر می‌شود، فشارخون افزایش [6] و ویژگی‌های صوتی تغییر می‌کنند، دمای پوست دست و پا [7] و میزان تغییرات نرخ قلب (HRV) کاهش می‌یابند و قطر مردمک چشم نیز تغییر می‌کند. در نهایت، در رفتار انسان نیز تغییراتی، شامل تغییر در نرخ پلک‌زدن، خیره‌شدن، حرکت سر و تغییرات چهره ایجاد می‌شود [8].

به‌طور کلی، استرس را می‌توان از سه روش ارزیابی روان‌شناسی [9]، پاسخ‌های رفتاری^۳ نظیر تحلیل گفتار [10]، میزان و نحوه استفاده از تلفن همراه [11]، استفاده از رایانه [12]، حالات چهره [13] و از طریق سیگنال‌های فیزیولوژیکی محاسبه کرد [14]. سیگنال‌های فیزیولوژیکی نشان‌گرهایی هستند که اطلاعات دقیقی راجع به بدن افراد می‌دهند [15] و به همین دلیل، امروزه در بسیاری از وسایل و ابزارهای پزشکی و غیرپزشکی از آن‌ها استفاده شده‌است ([15] و [16]). با توجه به این‌که این سیگنال‌ها بازتاب دقیقی از فعالیت دستگاه عصبی انسان هستند، در بسیاری از پژوهش‌های مرتبط با سنجش استرس نیز از آن‌ها استفاده شده‌است. از

جمله آن‌ها می‌توان به سیگنال ECG^۴ اشاره کرد که فعالیت دستگاه قلبی و عروقی را نشان می‌دهد. از این سیگنال در پژوهش‌های بی‌شماری برای شناسایی استرس استفاده شده‌است. به‌عنوان مثال، سیناز^۵ و همکارانش [18] با استفاده از این سیگنال و ویژگی‌های سیگنال HRV، الگوریتمی ارائه داده‌اند که می‌تواند استرس فرد را تشخیص دهد. در همین راستا، عارفی شیروان و همکاران او نیز با مقایسه تحلیل خطی و غیرخطی سیگنال تغییرات نرخ ضربان قلب، با استفاده از الگوریتم تکاملی و شبکه عصبی، استرس افراد را کمی‌سازی کرده‌اند [19].

از دیگر علائم فیزیولوژیکی استرس، می‌توان به تغییرات دمای پوست [20],[21]، سیگنال EMG^۶ [22],[23]، فشار خون [3]، سیگنال EEG^۷ [24]، سیگنال تنفسی [25],[26] و قطر مردمک چشم [27],[7]، سیگنال PPG و سیگنال GSR اشاره کرد.

فتوالکتریک پلتیسموگرافی^۸ که فتوپلتیسموگرافی^۹ (PPG) نیز نامیده می‌شود، روشی به‌طور کامل غیرتهاجمی برای اندازه‌گیری تغییرات حجم خون و آشکارسازی موج ضربان قلب به روش نوری است. میزان شدت امواج مادون‌قرمز عبوری از بدن بر اثر جذب یا بازتاب تغییر یافته و با آشکارسازهای نوری اندازه‌گیری می‌شود. از آن‌جا که اخذ این سیگنال نسبت به سیگنال ECG از لحاظ نصب حس‌گرها بسیار راحت‌تر است، امروزه در بسیاری از ابزارهای پزشکی کاربرد گسترده‌ای پیدا کرده‌است [28].

هدایت الکتریکی پوست که با نام‌های GSR^{۱۰}، EDA^{۱۱} و SC^{۱۲}، نیز شناخته می‌شود، درواقع همان تغییر ویژگی‌های الکتریکی پوست است [29]. با افزایش استرس و هیجانات،

⁴ Electrocardiography

⁵ Cinaz

⁶ Electromyography

⁷ Electroencephalography

⁸ Photoelectric plethysmography

⁹ Photoplethysmography

¹⁰ Galvanic Skin Response

¹¹ Electrodermal Activity

¹² Skin Conductance

¹ Sympatic Nervous System

² Heart Rate Variability

³ Behavioral Responses

مقاومت الکتریکی پوست کاهش و در نتیجه رسانایی الکتریکی افزایش می‌یابد [30]، [35]. GSR از طریق قراردادن دو الکترود بر روی سطح پوست و اعمال جریان ضعیف قابل اندازه‌گیری است. GSR یکی از پاسخ‌های فیزیولوژیکی بدن است که بهترین و سریع‌ترین واکنش‌ها را به استرس دارد [32]. در واقع وجود رابطه به‌نسبه خطی آن با استرس [33]، باعث شده‌است که از این سیگنال، در بسیاری از کاوش‌ها استفاده شود [25]، [29]، [33].

همان‌طور که اشاره شد، استرس، یکی از عواملی است که هر فرد به‌طور طبیعی آن را در زندگی تجربه می‌کند. با پیشرفته‌شدن محیط پیرامون انسان و افزایش عوامل استرس‌زا، وجود سامانه‌ای که بتواند استرس افراد را تشخیص و در مواقع ضروری راهنمایی‌های لازم را برای کاهش آن به فرد ارائه دهد، لازم و سودمند است. این ابزارها، به‌طور معمول دارای حس‌گرهایی هستند که شاخصه‌های فیزیولوژیکی بدن را اندازه می‌گیرند و سپس با روش‌های مختلف، نظیر روش‌های یادگیری ماشین، یا شبکه‌های عصبی مصنوعی میزان استرس را تشخیص می‌دهند.

به‌طور کلی، می‌توان موضوع تشخیص استرس را از دو رویکرد بررسی کرد. در رویکرد نخست، بسیاری از پژوهش‌ها، به طبقه‌بندی و تفکیک سطوح استرس به دو یا چند وضعیت پرداخته‌اند که از آن جمله می‌توان به پژوهش‌های [27]، [34]، [40]، [39]، [38]، [37]، [36] اشاره کرد. در همین راستا، سامانه‌هایی نیز طراحی شده‌اند که می‌توانند به‌صورت برون خط^۱ و برخط^۲، سطح استرس را در افراد شناسایی کنند. به‌عنوان مثال، در پژوهش [41]، نرم‌افزاری قابل نصب بر روی سیستم عامل اندروید طراحی شده‌است که می‌تواند با استفاده از سیگنال‌های ECG و GSR و روش‌های SVM^۳ و درخت تصمیم J48، سطوح استرس را در افراد از یک‌دیگر تفکیک کند.

در رویکرد دوم، هدف تخمین میزان استرس و ارائه شاخص استرسی پیوسته است که به‌سبب پیچیدگی در الگوسازی و ایجاد برچسب استرس پیوسته، در کمتر پژوهشی به آن اشاره شده‌است.

بنابراین، در پژوهش حاضر، سامانه‌ای طراحی، الگوسازی و ساخته شده‌است که می‌تواند با استفاده از حس‌گرهای PPG و GSR، میزان استرس را در افراد به‌صورت

بلادرننگ و پیوسته محاسبه کند. بدین منظور، ابتدا روشی جهت تعیین تابع پیوسته خروجی و سپس مراحل اصلی الگوسازی و ساخت شرح داده شده‌است. دستگاه ساخته‌شده مبتنی بر پردازنده ARM-Cortex A8 بوده و علاوه بر سبک و قابل حمل بودن، دارای امکانات بسیاری نظیر قابلیت تطبیق با حس‌گرهای سیم‌دار و بی‌سیم، نمایش پیوسته سیگنال‌ها، قابلیت شبیه‌سازی مجدد فرآیند اخذ و پردازش سیگنال، ضبط و پخش صدا، ذخیره اطلاعات شخصی افراد، امکان پرسش و پاسخ هنگام اخذ سیگنال، قابلیت اضافه کردن برچسب و نکات بر روی سیگنال‌ها در زمان‌های مشخص و بسیاری از موارد دیگر است.

۲- سامانه تشخیص استرس

همان‌طور که اشاره شد، هدف اصلی از انجام این پژوهش، طراحی و ساخت دستگاهی قدرت‌مند است که، بتواند علاوه بر نمایش سیگنال‌ها و ذخیره اطلاعات، میزان استرس فرد را نیز بر اساس سیگنال‌های فتوپلتیسموگرافی (PPG) و هدایت الکتریکی پوست (GSR) محاسبه کند و نمایش دهد. بنابراین، به‌منظور ایجاد چنین دستگاهی که سبک، کم‌مصرف و قابل حمل باشد و همچنین فرکانس پردازشی مناسب برای پیاده‌سازی الگوریتم‌های تشخیص و پایش استرس بر مبنای روش‌های یادگیری ماشین و شبکه‌های عصبی مصنوعی داشته باشد، از پردازنده قدرتمند ARM-Cortex A8، به‌عنوان پردازنده مرکزی استفاده شده‌است و رابط کاربری و الگوریتم‌های پردازشی، با استفاده از زبان ++C و کتابخانه Qt طراحی و پیاده‌سازی شده‌است.

در ادامه، به تشریح مراحل الگوسازی و تخمین شاخص استرسی و سپس به جزئیات سخت‌افزاری و نرم‌افزاری دستگاه پرداخته شده‌است.

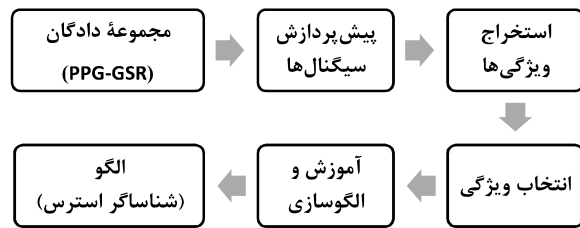
۲-۱- الگوسازی و تخمین میزان استرس

روندنمای مراحل تخمین استرس در شکل (۱) نمایش داده شده‌است. منظور از تخمین استرس، ارائه شاخصی پیوسته برای سنجش میزان استرس است. برخلاف پژوهش‌های پیشین که در آن‌ها به‌طور عمده به دسته‌بندی و تفکیک سطوح استرس پرداخته شده‌است، در این پژوهش روشی ارائه شده‌است که با آن بتوان شاخص استرسی افراد را به‌صورت تابعی پیوسته بیان کرد و عملیات الگوسازی را انجام داد. جزئیات این روش در ادامه بررسی شده‌است.

¹ Offline

² Online

³ Support Vector Machine



(شکل-۱): روندنمای تشخیص استرس
(Figure-1): Stress detection diagram

۱-۱-۲- مجموعه دادگان

پایگاه داده استفاده شده در این پژوهش، حاصل پژوهش های پژوهشگاه توسعه فناوری های پیشرفته خواجه نصیرالدین طوسی [42] و شامل ده ثبت استرسی است که متخصصان آن را با شرایط استاندارد-دمای ۲۵ درجه سانتی گراد و به دور از آلودگی صوتی و تصویری- ثبت کرده اند. عوامل ایجاد آرامش و استرس در هر ثبت، در جدول (۱) ذکر شده است.

(جدول-۱): داده های ثبت شده به همراه توضیح عوامل استرسزا

و آرامش بخش

(Table-1): Recorded data and their stress and relaxation related explanations

ردیف	عامل استرسزا	عامل آرامشزا
۱	فکر کردن به عوامل استرسزا	فکر کردن به عوامل آرامش بخش
۲	فکر کردن به فردی که خاطره بدی از او دارد	صدای دریا
۳	نماهنگی از کشتن یک فرد با تبر: منجرکننده	صدای دریا
۴	نماهنگی از تعقیب و گریز	صدای دریا
۵	نماهنگی از تعقیب و گریز و پرتاب از هواپیما	صدای دریا
۶	نماهنگی از تعقیب و گریز	صدای دریا
۷	نماهنگی تخیلی از تعقیب و گریز	صدای دریا
۸	نماهنگ کشتن یک فرد توسط خودش	صدای دریا
۹	نماهنگ کشتن یک فرد توسط خودش	صدای دریا
۱۰	نماهنگ تعقیب و گریز	صدای دریا

۱-۲- پروتکل استخراج ویژگی

به منظور سنجش استرس به صورت بلادرنگ، از یک پنجره زمانی استفاده شده است که بر روی زمان شیفیت پیدا می کند. طول این پنجره زمانی، برابر با بیست ثانیه انتخاب شده است که در هر ثانیه، یک گام، به جلو حرکت می کند. شکل (۲) نحوه حرکت این پنجره را، متناسب با زمان را نشان می دهد.

با حرکت این پنجره در بازه های زمانی استرسی و آرامش، ویژگی های مؤثر در هر ثانیه استخراج و به عنوان ورودی های الگو در نظر گرفته می شود.

برای تعیین خروجی پیوسته در فرآیند آموزش، پروتکلی اتخاذ شده است تا بتوان مقدار استرس را در هر پنجره زمانی به صورت نسبی بیان کرد؛ بنابراین، زمانی که پنجره زمانی به طور کامل، در وضعیت «استرس»، «معمولی» و «آرامش» قرار گیرد، به ترتیب مقدار خروجی ۱+، صفر و ۱- برای آن در نظر گرفته می شود. همچنین پنجره هایی که بین دو وضعیت قرار بگیرند، بر اساس رابطه (۱)، مقداری بین ۱+ تا ۱- می گیرند.

به عنوان مثال، در شکل (۳)، به پنجره شماره یک که به طور کامل در بازه وضعیت «معمولی» قرار دارد، مقدار صفر داده می شود. پنجره شماره دو، یازده ثانیه ($n = 12$) در وضعیت «استرسی» و نه ثانیه در وضعیت «معمولی» قرار دارد؛ بنابراین، طبق رابطه (۱)، مقدار $f(x_{12}) = 0.24$ را به خود می گیرد. به پنجره شماره سه نیز که تماماً در بازه استرسی قرار دارد، مقدار ۱+ داده می شود.

$$SI(x) = \begin{cases} f(x), & t_{normal} < w < t_{stress} \\ 1 - f(x), & t_{stress} < w < t_{normal} \\ f(x) - 1, & t_{relaxing} < w < t_{normal} \\ -f(x), & t_{normal} < w < t_{relaxing} \end{cases} \quad (1)$$

که در آن:

$$f(x_n) = e^{\frac{-(x_n - c)^2}{2\sigma^2}}, \quad \sigma = 0.3, c = 0$$

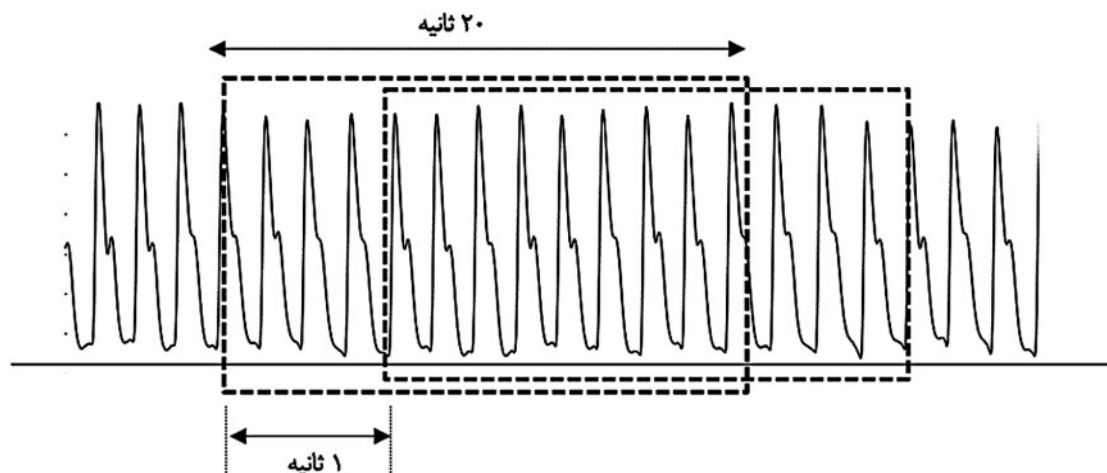
$$x_n = -1 + 0.05 \times (n - 1), \quad 1 \leq n \leq 20$$

در رابطه های بالا، $SI(x)$ نشان دهنده تابع استرسی، n شماره پنجره، و عبارت های t_{stress} ، t_{normal} و $t_{relaxing}$ به ترتیب نشان دهنده زمان شروع استرس، وضعیت طبیعی و آرامش هستند. مجموع فریم های پردازشی که همان مشاهدات این پژوهش در فرآیند الگوسازی هستند، ۶۱۰۱ عدد است. در ادامه، به نحوه انتخاب و الگوسازی استرس پرداخته شده است.

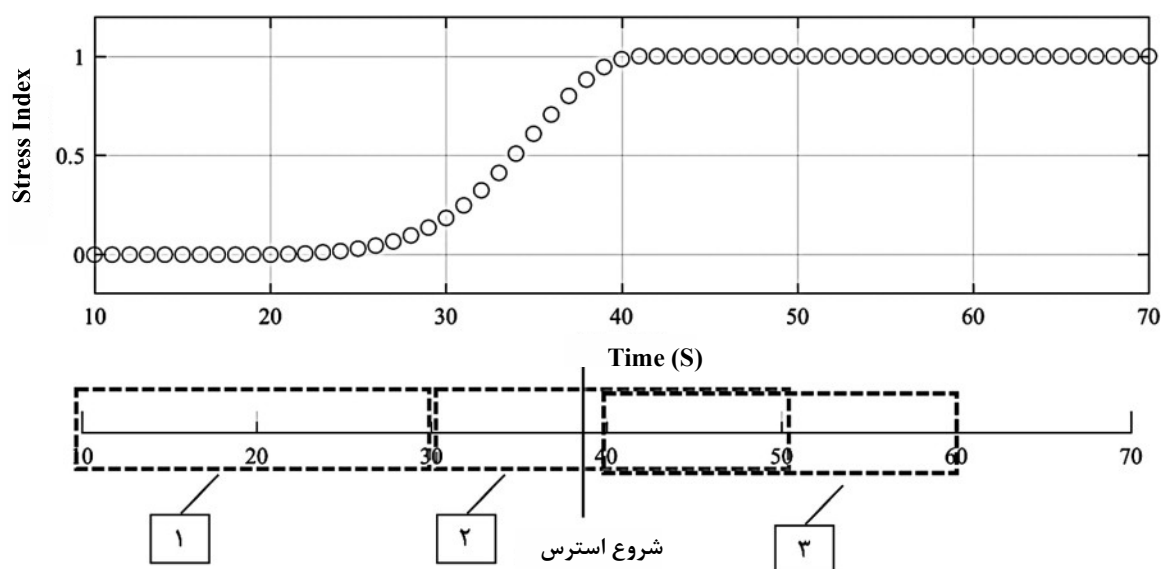
۱-۲-۲- پردازش و استخراج ویژگی از سیگنال ها

۱-۳-۱-۲- سیگنال GSR

همان طور که اشاره شد، هدایت الکتریکی پوست که با نام های GSR، EDA و SC، نیز شناخته می شود، در واقع همان، تغییر ویژگی های الکتریکی پوست است. با افزایش استرس و هیجانات، مقاومت الکتریکی پوست کاهش و در نتیجه رسانایی الکتریکی افزایش می یابد. سیگنال GSR از طریق قراردادن دو الکترود بر روی سطح پوست و اعمال جریان ضعیف قابل اندازه گیری است.



(شکل-۲): پنجره زمانی مورد استفاده برای تحلیل سیگنال به صورت برخط
(Figure-2): Required time windows to online signal analysis



(شکل-۳): نحوه تعیین تابع و برجسب‌گذاری پیوسته استرس به وسیله پنجره‌های زمانی
(Figure-3): Continuous labeling of the stress via time windows

ویژگی‌هایی که از هر پنجره بیست‌ثانیه‌ای از سیگنال GSR استخراج می‌شوند، عبارت‌اند از: میانگین سیگنال (GSR)، انحراف معیار سیگنال (STD)، شیب خطی که در هر پنجره به سیگنال برازش می‌شود (Slope)، میانگین دامنه پاسخ‌های رسانی (MeanAmplitude) و میانگین زمان بین شروع تا پایان هر پاسخ که به زمان صعود معروف است (Mean Rise Time).

۲-۱-۳-۲- سیگنال PPG

امروزه، تغییرات نرخ ضربان قلب (HRV) که درواقع همان نوسان‌های نرخ ضربان گره سینوسی است، ابزار بسیار مهمی

پیش از استخراج ویژگی، ابتدا بر روی این سیگنال، فیلتر میانگین متحرک^۱ با تعداد پنج داده مؤثر، اعمال می‌شود. مرحله بعد، شناسایی پاسخ‌های رسانی پوست (SCR)^۲ است که توسط الگوریتمی که در [43] ارائه شده است، انجام می‌پذیرد. عملکرد الگوریتم بالا به این صورت است که نخست، با استفاده از مشتق نخست، نقاط کمینه محلی شناسایی و سپس نزدیک‌ترین بیشینه نسبت به هر کمینه محلی انتخاب می‌شود. بیشترین مدت زمان رخ دادن یک پاسخ رسانی پوست، به‌طورمعمول ده ثانیه است [44]. بنابراین، الگوریتم تنها ده ثانیه به دنبال پیک بعد از شروع پاسخ پوست می‌شود.

^۱ Moving Average

^۲ Skin Conductance Response

برای تحلیل سیستم قلبی-عروقی و همچنین، دستگاه اعصاب خودکار است. اندازه‌گیری غیرتهاجمی و آسان، قابلیت تکرارپذیری و فراهم کردن اطلاعات مفید در مورد بسیاری از بیماری‌های قلبی و حالات روحی، پژوهش‌گران را بیش از پیش به استفاده از آن علاقه‌مند ساخته است. پژوهش‌ها نشان داده‌اند که ویژگی‌های سیگنال HRV به‌دست‌آمده، از روش الکتروکاردیوگرافی و فتوپلتیسموگرافی بسیار شبیه به یکدیگر هستند؛ بنابراین می‌توان از ویژگی‌های PRV^۱ به جای HRV بهره برد ([28] و [45] و [46]) یا به عبارتی دیگر، PRV همان معادل HRV در سیگنال PPG است.

قبل از استخراج ویژگی از سیگنال PPG، فواصل زمانی بین هر پالس (IBI) توسط روش ارائه‌شده در [47] تصحیح می‌شوند. چون مقادیر نادرست، می‌تواند تأثیر به‌سزایی بر روی تحلیل و تحلیل PRV و در نتیجه استخراج ویژگی‌ها داشته‌باشد [48]. در این روش، اختلاف بین هر مقدار IBI جدید با میانگین پنج مقدار قبلی مقایسه و در صورتی که از مقدار آستانه تعیین‌شده بیشتر باشد، طبق الگوریتم ارائه‌شده با مقادیر درست جایگزین می‌شوند؛ سپس، طیف چگالی توان (PSD)، با روش میانگین‌گیری ولج [49]، محاسبه و ویژگی‌ها از سیگنال استخراج شده‌اند. ویژگی‌هایی که در حوزه فرکانس از سیگنال استخراج شده‌اند، عبارت‌اند از: توان در باند فرکانسی پایین (0.04-0.15 Hz) یا به اختصار LF، توان در باند فرکانسی بالا (0.5-0.4) یا به اختصار HF، نسبت LF/HF و توان فرکانسی نرمال‌سازی شده (LFnorm و HFnorm) که به‌صورت رابطه (۲) و (۳) محاسبه می‌شوند:

$$LFnorm = \frac{LF}{LF + HF} \quad (2)$$

$$HFnorm = \frac{HF}{LF + HF} \quad (3)$$

همچنین ویژگی‌های استخراج‌شده در حوزه زمان عبارت‌اند از: میانگین فاصله زمانی بین پیک‌ها (MeanIBI)، انحراف معیار فواصل بین پیک‌های سیگنال (SDNN)، جذر میانگین مربع اختلاف فواصل پی‌درپی (RMSSD) و نسبت تعداد فاصله زمانی پیک‌های پایایی که بیش از پنجاه میلی‌ثانیه هستند، به تعداد کل پیک‌ها (pNN50).

۴-۱-۲- هنجارسازی ویژگی‌ها

تغییرات سیگنال‌های حیاتی هر فرد، هنگام مواجهه شدن با استرس، بسیار متغیر و متفاوت است. در مطالعه‌های مشابه،

جهت کم کردن وابستگی الگوسازی به تغییرات بین افراد، به‌طور معمول ویژگی‌های استخراج‌شده را، یا نسبت به خط پایه که به‌طور معمول حالت ریلکس و بدون استرس افراد است، اندازه می‌گیرند یا دامنه سیگنال افراد را بین صفر تا یک نرمال‌سازی می‌کنند؛ ولی از روش‌های ذکر شده، نمی‌توان در حالت برخلاف بهره برد؛ بنابراین، در این قسمت، از روش ارائه‌شده پژوهش [41]، استفاده شده‌است؛ بنابراین، به‌منظور کاهش تغییرات درون فردی، با استفاده از روابط زیر ویژگی‌های جدید نرمال‌سازی شده تعریف می‌شود:

$$CoV(SC) = \frac{STD}{MeanSCL} \quad (4)$$

$$MeanAmplNorm = \frac{MeanAmplitude}{MeanSCL} \quad (5)$$

$$CoV(NN) = \frac{SDNN}{MeanIBI} \quad (6)$$

$$RMSSDNorm = \frac{RMSSD}{MeanIBI} \quad (7)$$

لازم به ذکر است که تعداد پیک‌ها، Mean Rise Time، LFnorm، HFnorm، PNN50 و LF/HF نیازی به نرمال‌سازی ندارند [50]. همچنین، نتایج الگوسازی پس از اعمال هنجارسازی بر روی ویژگی «شیب» نشان می‌دهند که نرمال‌کردن این ویژگی تأثیر به‌سزایی بر روی خروجی الگو ندارد و عدم هنجارسازی بر روی برخی از دادگان موجود در دیتاست این پژوهش (جدول-۱)، نتایج بهتری را در بر داشته است. بنابراین، این ویژگی نیز هنجارسازی نشده‌است.

۵-۱-۲- انتخاب ویژگی‌های بهینه

در این پژوهش، با توجه به این که هدف، به‌دست آوردن الگوی مناسب و سنجش بلادرنگ شاخص استرسی است، پیش از ورود به مرحله الگوسازی، باید از بین ویژگی‌های استخراج‌شده، ویژگی‌های بهینه انتخاب شوند. در این پژوهش از تحلیل همبستگی پیرسون^۳ استفاده شده‌است. این روش، جزء روش‌های انتخاب ویژگی از نوع فیلتری است و مستقل از نوع طبقه‌بند، بر اساس ماهیت ویژگی‌ها، آن‌ها را انتخاب می‌کند [51]. بنابراین با استفاده از تحلیل همبستگی، از بین ویژگی‌های یادشده، ویژگی‌های بهینه انتخاب شده است. در نهایت، ویژگی‌های CoV(NN)، pNN50 و RMSSDNorm از سیگنال PPG و پنج ویژگی Mean، Number of Peaks

³ Pearson

¹ Pulse Rate Variability

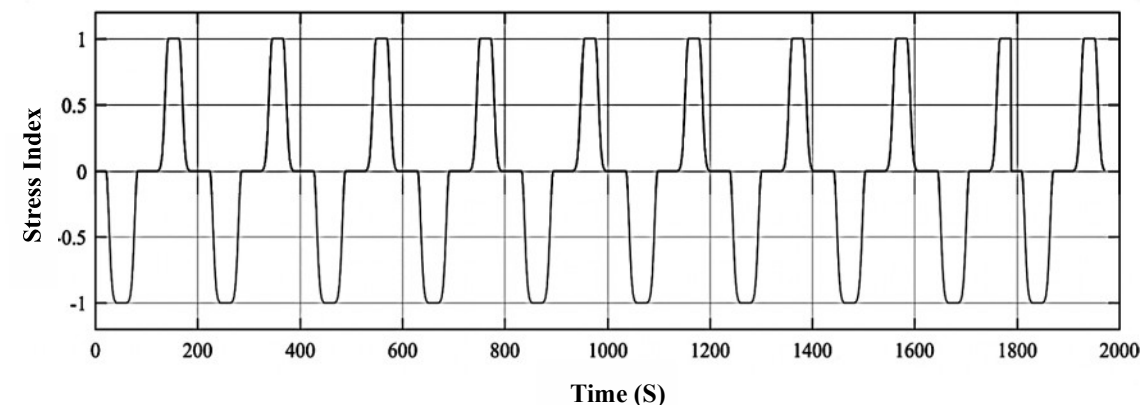
² Inter Beat Interval

Rise Time, Slope, MeanAmplNorm و CoV(SC) از سيگنال GSR انتخاب شده‌اند.

۶-۱-۲- الگوسازی

الگوسازی استرس، به این مفهوم است که پس از گذشت بیست‌ثانیه پس از شروع ثبت سیگنال، در هر ثانیه یک مقدار برای استرس تخمین زده شود. به این منظور، در این پژوهش از شبکه عصبی مصنوعی MLP، فازی-عصبی تطبیقی (ANFIS) استفاده و نتایج آن‌ها با یکدیگر مقایسه شده است. ساختار شبکه MLP به نحوی است که می‌توان از تنظیمات مختلفی جهت تنظیم الگوریتم و شاخصه‌های یادگیری استفاده کرد. همچنین، منطق فازی نسبت به دادگان غیرصریح و شبکه‌های عصبی نسبت به دادگان نویزی تحمل‌پذیری بالایی دارند. توانایی یادگیری شبکه عصبی، راه کار مناسبی برای تنظیم دانش خبره و تولید خودکار قوانین و توابع عضویت فازی است. از سوی دیگر منطق فازی امکان گسترش توانایی برون‌یابی شبکه عصبی با دادگان آموزشی محدود را فراهم می‌سازد.

در این نوع الگوسازی، هدف، تخمین مقداری پیوسته برای استرس بر اساس سیگنال‌های حیاتی افراد است. بنابراین، از ویژگی‌هایی که در قسمت پیش به آن‌ها اشاره شد، استفاده شده است. خروجی استرسی نیز، به صورت پیوسته و با



(شکل-۴): خروجی پیوسته استرس
(Figure-4): Continuous stress output

سامانه پردازش اطلاعات است. این سامانه از شمار زیادی عناصر پردازشی فوق‌العاده به هم پیوسته با نام نورون تشکیل شده که برای حل یک مسأله با هم هماهنگ عمل می‌کنند و با سیناپس‌ها (ارتباطات الکترومغناطیسی) اطلاعات را منتقل می‌کنند. از آنجا که امروزه، استفاده از شبکه‌های عصبی مصنوعی در بسیاری از پژوهش‌ها رایج و متداول شده، از ذکر جزئیات مربوط به معرفی لایه‌ها، توابع فعال‌سازی، نحوه

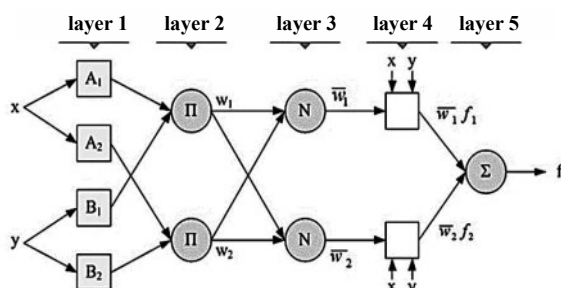
شبکه‌های عصبی مصنوعی^۱ روش‌های محاسباتی نوینی برای یادگیری ماشینی در جهت پیش‌بینی پاسخ‌های خروجی از سامانه‌های پیچیده هستند. ایده اصلی این گونه شبکه‌ها الهام گرفته از شیوه کارکرد دستگاه عصبی-زیستی، برای پردازش داده‌ها، و اطلاعات برای یادگیری و ایجاد دانش است. عنصر کلیدی این ایده، ایجاد ساختارهایی جدید برای

^۱ Artificial Neural Network (ANN)

۲-۱-۶-۲- الگوسازی با استفاده از شبکه فازی-عصبی تطبیقی

سامانه‌های فازی برای نخستین بار توسط پروفسور لطفی زاده در سال ۱۹۶۵ معرفی و از آن پس، در الگوسازی و نظارت بر بسیاری از فرآیندهای صنعتی استفاده شد [54]. بزرگ‌ترین مشکل در طراحی این سامانه‌ها چگونگی انتخاب قوانین فازی است. برای حل این موضوع می‌توان از شبکه‌های فازی-عصبی تطبیقی (ANFIS) استفاده و شاخصه‌های مربوط به قوانین فازی را با استفاده از خاصیت یادگیری شبکه‌های عصبی در هر تکرار، تنظیم کرد. درواقع، منطق فازی می‌تواند با عدم قطعیت‌های ساختاری و شاخصه‌ای در سامانه‌های غیرخطی مقابله کند.

ساختار شبکه ANFIS با پنج لایه، در شکل (۶) نشان داده شده است. لایه نخست دارای گره‌های قابل تنظیم است که به طور معمول توابع تعلق مربوط به آن‌ها به صورت گاوسی یا زنگوله‌شکل، با مقدار بیشینه‌ای برابر یک و کمینه‌ای برابر صفر هستند. شاخصه‌های توابع تعلق که همان شاخصه‌های مقدمه قوانین فازی هستند، بر اساس توصیف زبانی مربوط به متغیرها و زیرفضاهای فازی و بر اساس روش هایبیرید تنظیم می‌شوند. گره‌های لایه دوم، ثابت در نظر گرفته می‌شوند. این گره‌ها دو سیگنال ورودی را در هم ضرب کرده و حاصل را به عنوان خروجی تحویل شبکه می‌دهند. سیگنال‌های ورودی این گره‌ها درواقع میزان سازگاری ورودی با هر یک از توابع تعلق و خروجی آن‌ها، وزن مربوط به هر یک از قوانین است. گره‌های لایه سوم نیز ثابت و وظیفه آن‌ها محاسبه وزن هنجارسازی شده هر یک از قوانین است. گره‌های لایه چهارم، وزن هنجارسازی شده هر یک از قوانین فازی را در خروجی بخش مؤخره آن قانون ضرب و تنها گره لایه پنجم نیز تمامی سیگنال‌های خروجی از گره‌های لایه چهارم را جمع می‌کند و به عنوان خروجی شبکه تحویل می‌دهد [55].



(شکل-۶): ساختار کلی شبکه فازی-عصبی (ANFIS) [52]
(Figure-6): General structure of the ANFIS

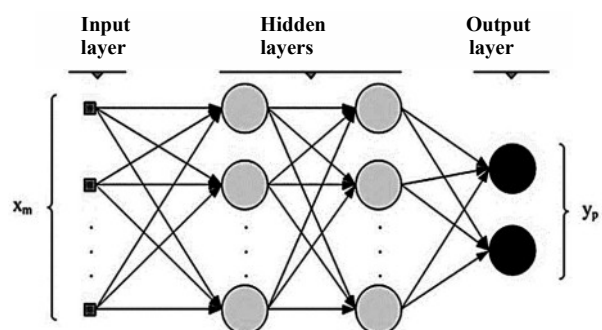
به‌روزرسانی وزن‌ها و ...، پرهیز شده و در ادامه تنها به معرفی مختصر شبکه‌های MLP و ANFIS و سپس به نحوه عملکرد و ذکر شاخصه‌های آن‌ها پرداخته شده است.

۱-۲-۱-۶-۲- الگوسازی با استفاده از شبکه عصبی MLP

یکی از پایه‌ای‌ترین الگوهای عصبی موجود، الگوی پرسپترون چندلایه^۱ یا به اختصار (MLP) است که عملکرد انتقالی مغز انسان را شبیه‌سازی می‌کند. هر یک از سلول‌های عصبی مغز انسان، موسوم به نورون (Neuron)، پس از دریافت ورودی (از یک سلول عصبی یا غیرعصبی دیگر)، پردازشی روی آن انجام و نتیجه را به یک سلول دیگر (عصبی یا غیرعصبی) انتقال می‌دهد. این رفتار تا حصول نتیجه‌ای مشخص ادامه دارد که به احتمال منجر به یک تصمیم، پردازش، تفکر یا حرکت خواهد شد.

شبکه MLP مجموعه‌ای از نورون‌های پایه است که در سه لایه قرار می‌گیرند. این سه لایه با نام‌های لایه ورودی^۲، لایه پنهان^۳ و لایه خروجی^۴ شناخته می‌شوند. شبکه MLP یک شبکه با ساختار روبه جلو^۵ است. این نوع شبکه، یک شبکه بانظر محسوب می‌شود. به عبارت دیگر، برای آموزش این شبکه علاوه بر داده‌های آموزشی (ورودی شبکه)، خروجی درست آن‌ها نیز باید به شبکه آموزش داده شود. ساختار این نوع شبکه در شکل (۵) نشان داده شده است.

با در نظر گرفتن دقت و سرعت در پردازش با اتخاذ روش‌های مختلف برای الگوسازی، جهت انجام فرآیند آموزش از روش لونبرگ-مارکوارت [53] استفاده شده و هم‌چنین، تعداد نورون‌های لایه مخفی برابر با چهل و کمینه خطای مطلوب ۱۰^{-۵} است.



(شکل-۵): ساختار کلی شبکه عصبی MLP [52]
(Figure-5): General structure of the ANN

^۱ Multi-Layer Perceptron

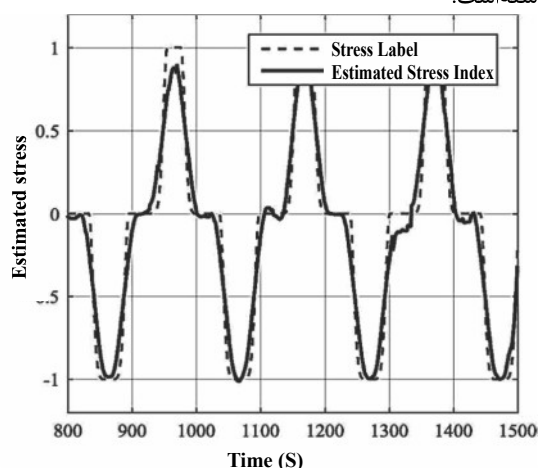
^۲ Input Layer

^۳ Hidden Layer

^۴ Output Layer

^۵ Feed Forward

گزارش شده است، شبکه ANFIS با میزان ۹۱/۹۲٪ همبستگی با خروجی حقیقی، میانگین خطای ۰/۰۰۷ و انحراف معیار خطای ۰/۲۴۵ عملکرد بهتری نسبت به شبکه MLP داشته است.



(شکل-۸): نتایج تخمین استرس با استفاده از ANFIS بر روی

داده‌های آموزش و آزمون

(Figure- 8): Stress estimation results using ANFIS for the train and test data

(جدول ۲): میانگین نتایج الگوسازی برای ده بار تکرار

الگوریتم‌های سنجش استرس

(Table- 2): Average results of modeling for 10 iteration of the stress detection algorithms

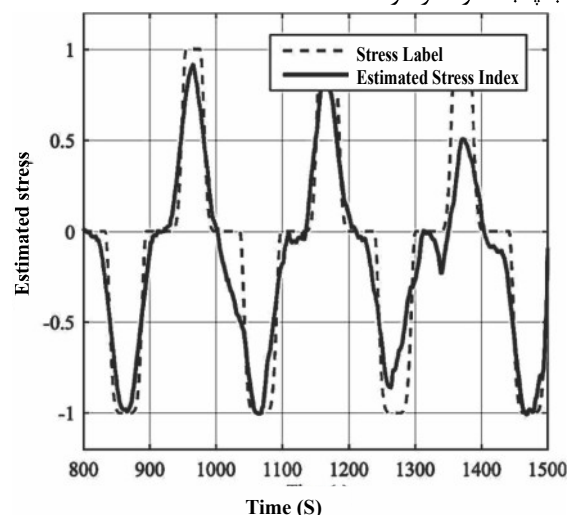
ردیف	نوع الگوریتم	میزان همبستگی بر حسب خروجی (ضریب همبستگی پیرسون: R)	میانگین خطا (μ)	انحراف معیار خطا (σ)
۱	شبکه عصبی MLP	83.63%	0.078	0.2910
۲	ANFIS	91.92%	0.007	0.245

۲-۲- طراحی و ساخت دستگاه

در این قسمت، به تشریح مراحل طراحی و ساخت سخت‌افزاری و نرم‌افزاری سامانه قابل حمل سنجش و پایش پیوسته استرس پرداخته شده است. این دستگاه علاوه بر سبک و قابل حمل بودن، دارای امکانات بسیاری نظیر قابلیت تطبیق با حس‌گرهای سیم‌دار و بی‌سیم، نمایش پیوسته سیگنال‌ها، قابلیت شبیه‌سازی مجدد فرآیند دریافت و پردازش سیگنال، ضبط و پخش صدا، ذخیره اطلاعات شخصی افراد، امکان پرسش و پاسخ هنگام دریافت سیگنال، قابلیت اضافه کردن برچسب و نکات بر روی سیگنال‌ها در زمان‌های مشخص و بسیاری از موارد دیگر، است. هدف از ساخت این دستگاه نیز

یکی از نکات بسیار مهم در طراحی سامانه‌های فازی، انتخاب تعداد مناسب قواعد است. انتخاب تعداد زیادی از قواعد باعث پیچیده شدن سامانه می‌شود و انتخاب تعداد کمی از قواعد ممکن است، سامانه فازی ضعیفی را ایجاد کند که اهداف موردنظر را تأمین نمی‌کند. در این قسمت، تعداد قواعد، به‌عنوان یک شاخصه مهم در سامانه‌های فازی در نظر گرفته شده و بر اساس زوج‌های ورودی-خروجی و خطای الگوسازی، تعیین می‌شود. علت اصلی خوشه‌بندی، گروه‌بندی زوج‌های ورودی-خروجی در دسته‌های مختلف و استفاده از یک قاعده یا قانون فازی برای هر دسته است. درنهایت، تعداد قواعد متناسب با تعداد خوشه‌ها خواهد بود. از نظر مفهومی، خوشه‌بندی به معنی افزایش داده‌ها به زیرمجموعه‌ها یا خوشه‌های مجزا است؛ به نحوی که داده‌های یک خوشه تا حد امکان به هم شبیه و درعین حال متفاوت از داده‌های خوشه‌های دیگر باشند [56].

در این پژوهش، با توجه به اهمیت دقت و سرعت الگوسازی، از روش خوشه‌یابی کاهشی استفاده شده است. همچنین، کمینه خطای مطلوب برابر با 10^{-5} ، نوع توابع عضویت، گوسی و بیشینه تعداد تکرار الگوریتم آموزش^۱، برابر با پنجاه در نظر گرفته شده است.



(شکل-۷): نتیجه تخمین استرس با استفاده از شبکه عصبی

MLP با یک لایه مخفی بر روی داده‌های آموزش و آزمون

(Figure-7): Stress estimation results using MLP with one hidden layer for the train and test data

۲-۱-۷- نتایج و ارزیابی الگوسازی

در جدول (۲) میانگین نتایج ده بار تکرار، برای الگوریتم‌های الگوسازی استرس ذکر شده است. همان‌طور که واضح است، با توجه به شکل (۷)، شکل (۸) و نتایجی که در جدول (۲)

^۱ Epoch



(شکل-۱۱): سامانه اخذ سیگنال‌های فیزیولوژیکی

بدون سیم (بلوتوث)

(Figure-11): Wireless sensor system (Bluetooth)

سامانه حس‌گرهای مورد استفاده در دستگاه ساخته شده به دو شکل سیم‌دار و بدون سیم است که در نوع بدون سیم آن، داده‌های دریافت شده از طریق بلوتوث به پردازنده مرکزی ارسال می‌شود. سیگنال PPG، در ماژول‌های سیم‌دار از نوک انگشتان (شکل-۱۰) و در ماژول‌های بدون سیم، از روی مچ اندازه‌گیری می‌شود (شکل-۱۱). در این حس‌گرها، به‌طور معمول از یک منبع نوری (دیود نوری یا مادون قرمز)، به‌عنوان فرستنده و از سلول فوتوالکتریک برای تبدیل نور عبوری به سیگنال الکتریکی استفاده می‌شود.

برای اندازه‌گیری هدایت الکتریکی پوست، به دو نقطه از پوست یک ولتاژ ثابت اعمال می‌شود و متناسب با هدایت الکتریکی پوست یک جریان الکتریکی از آن عبور می‌کند. با اندازه‌گیری این جریان می‌توان مقاومت و یا هدایت الکتریکی پوست را اندازه‌گیری کرد. الکترواد اندازه‌گیری GSR در شکل (۱۰) نمایش داده شده است.

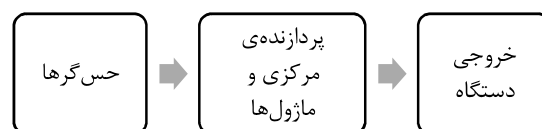
۲-۲-۱-۲- پردازنده اصلی و ماژول‌های وابسته به آن

امروزه پیدایش هسته‌های پردازشی ۳۲ بیتی مانند ARM، جهش قابل توجهی در طراحی و ساخت انواع سامانه‌های بلادرنگ، نهفته^۱ و هوشمند ایجاد کرده است. بنابراین، با توجه به این که هدف از انجام این پژوهش نیز، طراحی سامانه‌ای قابل حمل و قدرتمند برای انجام پردازش‌های مناسب است، میکروکنترلر ARM انتخاب شده است. این میکروکنترلر بر روی بستر سخت‌افزاری^۲ به نام BeagleBoneBlack، که به‌اختصار BBB نامیده می‌شود، قرار گرفته است. BBB برد توسعه ارزان قیمت برای توسعه‌دهندگان و برنامه‌نویسان در حوزه سامانه‌های نهفته مبتنی بر پردازنده ARM-CortexA8 و میکروکنترلری ۳۲ بیتی با فرکانس کاری یک گیگاهرتز است. این پلتفرم دارای ۵۱۲ مگابایت رم DDR3، 4 گیگابایت حافظه داخلی (eMMC)، شتاب‌دهنده گرافیکی و

ایجاد پلتفرمی جهت پیاده‌سازی الگوریتم‌های تشخیص و پایش استرس بر مبنای روش‌های یادگیری ماشین و شبکه‌های عصبی مصنوعی است. این سامانه را می‌توان از دو جنبه سخت‌افزاری و نرم‌افزاری بررسی کرد.

۱-۲-۲- سخت افزار

امروزه سامانه‌های هوشمند قابل حمل، بخش جداناپذیری از زندگی هر فرد شده و در این بین دستگاه‌های سلامت شخصی نیز جایگاه مناسبی در زندگی افراد پیدا کرده‌اند. از ویژگی‌های این نوع دستگاه‌ها، وزن کم، ابعاد مناسب، باتری‌های قابل شارژ و باظرفیت و البته رابط کاربری مناسب و راحت است. بنابراین سعی شده تا دستگاه سنجش استرس مورد بحث در این پژوهش نیز چنین ویژگی‌هایی را داشته باشد. اجزای سامانه مورد نظر در شکل (۹) نشان داده شده است.



(شکل-۹): بخش‌های مختلف سخت‌افزاری دستگاه

(Figure-9): Hardware parts of the system

همان‌طور که در شکل (۹) مشاهده می‌کنید، این سامانه دارای سه بخش اصلی شامل حس‌گرها، پردازنده مرکزی و ماژول‌های وابسته به آن و قسمت خروجی دستگاه است. در ادامه، به تشریح این سه بخش پرداخته شده است.

۱-۲-۲-۱- حس گر ها

به‌منظور دریافت سیگنال‌های PPG و GSR از سامانه ثبت دوکاناله پژوهشگاه توسعه فناوری‌های پیشرفته (خواجه نصیرالدین طوسی) استفاده شده است. سخت‌افزار اصلی این ماژول‌ها شامل چهار قسمت اصلی است که عبارت‌اند از پراب و الکتروادهای اندازه‌گیری سیگنال‌های حیاتی، مدار تغذیه، مدار آنالوگ و مدار دیجیتال.



(شکل-۱۰): نحوه اتصال حس‌گرها به انگشتان، در سامانه

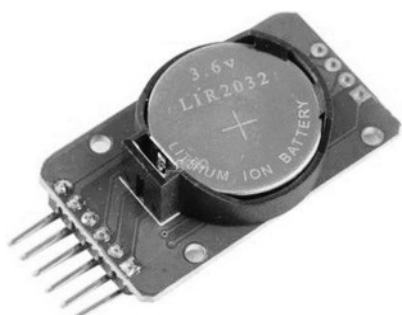
دریافت سیگنال‌های فیزیولوژیکی سیم‌دار

(Figure-10): Wired sensor connection method

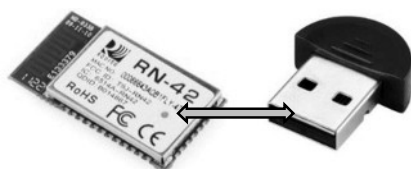
¹ Embedded

² Platform

سریال است. RFCOMM لایه‌های پایینی پروتکل bluetooth را به لایه L2CAP متصل می‌کند. وظیفه ایجاد ارتباط RFCOMM در حس‌گرهای بدون سیم، بر عهده ماژول RN42 و در دستگاه استرس‌سنج ساخته‌شده، بر عهده دانگل بلوتوث ورژن سه است که در شکل (۱۵) نشان داده شده‌است.



(شکل-۱۴): ماژول DS3231 و باتری پشتیبان آن
(Figure-14): DS3231 module and backup battery



(شکل-۱۵): فرستنده و گیرنده‌های بلوتوث
(Figure-15): Bluetooth transmitter and receiver module

برای فراهم‌آوردن امکان نمایش رابط کاربری و صفحه لمسی، از یک ماژول صفحه‌نمایش ۴/۳ اینچی با صفحه لمسی مقاومتی استفاده شده‌است. این صفحه‌نمایش، دارای وضوح تصویر ۴۸۰ در ۲۷۲ پیکسل است که بر روی ۴۶ پایه ورودی و خروجی برد قرار می‌گیرد و در شکل (۱۶) نشان داده شده‌است.



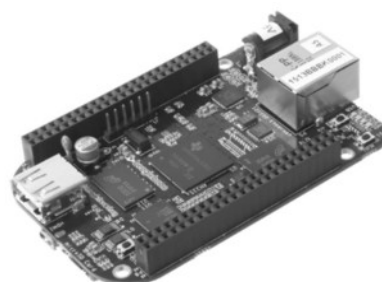
(شکل-۱۶): ماژول نمایش گر CS-BBB-EXP43
(Figure-16): CS-BBB-EXP43 monitor module

۲-۲-۲- نرم‌افزار و رابط کاربری

یکی از مسائلی که موجب ایجاد سهولت در استفاده از یک دستگاه می‌شود، علاوه بر وزن، زیبایی ظاهری و سخت‌افزار مناسب آن، مسأله رابط کاربری دستگاه است. در طراحی رابط

شتاب‌دهنده ممیز شناور NEON است؛ همچنین، این پلتفرم چهار نوع ورودی و خروجی به نام‌های ارتباط USB جهت برقراری ارتباط و همچنین تأمین ولتاژ، Ethernet، HDMI و ۴۶ ورودی و خروجی همه‌منظوره دارد.

به‌منظور تأمین انرژی دستگاه، از باتری لیتیوم-پلیمر با ظرفیت اسمی، ۴۲۰۰ میلی‌آمپر ساعت و ولتاژ ۳/۷ ولت و به‌منظور فراهم‌آوردن ولتاژ مناسب کاری دستگاه از یک مبدل DC/DC افزایش‌دهنده یا Boost Converter، بر پایه آی‌سی رگولاتور MAX756 استفاده شده‌است. این مبدل افزایش‌دهنده که در (شکل-۱۳) ۱۳ نشان داده شده‌است، در ورودی خود ولتاژ DC از ۰/۹ تا ۵ ولت دریافت و در خروجی، یک ولتاژ ۵ ولت رگوله‌شده و ثابت ایجاد می‌کند.



(شکل-۱۲): برد توسعه BeagleBoneBlack
(Figure-12): BeagleBoneBlack evaluation board



(شکل-۱۳): ماژول مبدل ولتاژ
(Figure-13): Voltage convertor module

به‌طورمعمول، در رایانه‌ها یا سامانه‌های قابل حمل زمان حقیقی را با اتصال به اینترنت، یا با استفاده از آی‌سی‌های زمان واقعی، می‌توان حفظ کرد. در این دستگاه نیز، به‌منظور حفظ زمان واقعی ثبت‌های دریافت‌شده از سوژه‌های مختلف، از ماژول RTC^۱ استفاده شده‌است. ماژول DS3231 (شکل-۱۴)، یکی از دقیق‌ترین انواع آن در حفظ زمان است که می‌تواند از طریق پروتکل I2C با BBB ارتباط داشته‌باشد.

استفاده از حس‌گرهای بی‌سیم، نیازمند پروتکلی است که بتوان به‌وسیله آن داده‌ها را انتقال داد. این پروتکل که RFCOMM نام دارد، تنظیمات کابلی RS-232 را در حالت بدون سیم شبیه‌سازی می‌کند و مناسب برای انتقال داده‌های

^۱ Real-time clock

The screenshot shows the PPG/GSR software interface. At the top, the name 'Alireza Goulgouneh' is displayed. Below it, the 'PPG/GSR' label is visible. The main plot area shows a waveform with two y-axes: PPG on the left (ranging from 200 to 650) and GSR on the right (ranging from 180 to 320). The x-axis represents time, with major ticks at 22, 23, 24, 25, 26, and 27. The waveform shows a series of peaks and troughs, with labels 'EA2' and 'SQ3' indicating specific points. The interface includes buttons for 'Stop', 'Start', and 'reset', and a checkbox for 'Show edited zones'.

یکی دیگر از بخش‌های این رابط کاربری مشاهده آفلاین سیگنال‌ها و ویرایش بخشی از سیگنال‌هاست. بدین منظور، کاربر، پس از انتخاب حالت آفلاین و پس از انتخاب مصاحبه‌شونده، فرم نشان داده‌شده در شکل (۱۹)، وارد می‌شود. در این قسمت، امکاناتی نظیر نشان‌گذاری، ویرایش، مشاهده و بررسی دقیق‌تر قسمتی از سیگنال و غیره وجود دارد که می‌توان در مورد ثبت‌های دریافتی، این امکانات را به کار بست.

File Questions

PPG/CSR Stress Index Alireza Golgouneh

94 96 98 100 102 104

600 500 400 300 200

5,000 4,500 4,000 3,500 3,000

1,900 1,950 2,000 2,050

Editions zoom fullscreen Edit

کاربری دستگاه ساخته شده در این پژوهش، از زبان ++C و کتابخانه Qt استفاده شده است. همچنین، به منظور تفسیر کدهای برنامه، به کدهای قابل فهم توسط پردازنده ARM، از روش کامپایل عبوری^۱ با زنجیره ابزار^۲ gcc-linaro-arm-linux-gnueabi-4.9 استفاده شده است. کامپایلر یا فرودبر، برنامه یا مجموعه‌ای از برنامه‌های رایانه‌ای است که متنی از زبان برنامه‌نویسی سطح بالا (زبان مبدأ) را به زبانی سطح پایین (زبان مقصد)، مثل اسمبلی یا زبان سطح ماشین، تبدیل می‌کند. رابط کاربری این دستگاه، دارای سه بخش اصلی Real Time، Simulation و Offline است که در ادامه توضیح مختصری دربارهٔ قسمت داده شده است.

در بخش Real Time با بلادرنگ، ابتدا اطلاعات شخصی کاربر تکمیل و ذخیره می‌شود. از آن جاکه این دستگاه می‌تواند در دو حوزه استرس‌سنجی و یا دروغ‌سنجی استفاده شود، کارشناس استرس‌سنج می‌تواند در این قسمت، سؤالاتی را تعیین کند تا هنگام مصاحبه از فرد پرسیده‌شود. یکی دیگر از امکانات این بخش، انتخاب نوع حس‌گر از لحاظ سیم‌دار یا بدون سیم بودن است.

پس از انجام مراحل ذکر شده و وارد کردن اطلاعات کاربر و انتخاب نوع حس گر، صفحه بعدی رابط کاربری ظاهر می شود. این صفحه از دو زبانه PPG/GSR و Stress Index تشکیل شده است (شکل ۱۷). در زبانه PPG/GSR، علاوه بر نمایش ضربان قلب، سیگنال های PPG (رنگ آبی) و GSR (رنگ قرمز) اخذ، ثبت و نمایش داده می شوند و پس از گذشت بیست ثانیه از شروع ثبت، الگوریتم سنجش استرس نیز شروع به پردازش سیگنال ها کرده و در زبانه Stress Index میزان شاخص استرسی به صورت یک نمودار پیوسته نمایش داده می شود. در این قسمت در زمان های معین برچسب های پیش فرضی را به سیگنال ها اضافه یا هنگام ثبت استرسی، صدای محیط با کاربر می توان ذخیره کرد.

در بخش Simulation رابط کاربری، ثبت‌های دریافت‌شده را می‌توان شبیه‌سازی کرد؛ منظور از شبیه‌سازی، نمایش مجدد سیگنال‌ها، شاخص استرسی تخمین‌زده‌شده، برچسب‌های اضافه‌شده به سیگنال‌ها در هنگام ثبت، زمان پرسش و پاسخ

² Toolchain

۴-۲-۲-۲- نحوه ثبت و انتقال اطلاعات به رایانه یا دستگاهی دیگر

از آنجا که ممکن است، نیاز به استفاده از ثبت‌های استرسی انجام‌شده، در پژوهش‌های دیگر، یا در دستگاه مشابهی باشد، باید، این امکان وجود داشته‌باشد تا بتوان به راحتی، تمامی اطلاعات را از دستگاه خارج و به رایانه یا دستگاه دیگری منتقل کرد. بدین منظور، رابط کاربری به نحوی برنامه‌نویسی شده‌است که تمامی اطلاعات هر ثبت که شامل اطلاعات شخصی، برجسب‌های زده‌شده بر روی سیگنال، شروع و پایان هر سؤال، فایل صوتی مصاحبه، داده‌های خام دریافت‌شده از حسگرها، سیگنال‌های دریافت‌شده و میزان شاخص استرسی تخمین‌زده‌شده، هستند، در پوشه‌ای جداگانه که با نامی متشکل از نام و نام خانوادگی فرد و زمان و تاریخ شروع ثبت، ذخیره می‌شود.

۳-۲-۲- طراحی و ساخت قاب دستگاه

یکی از بخش‌های اصلی سخت‌افزاری، طراحی قابی مناسب است که علاوه بر زیبایی و ابعاد مناسب، بتواند ماژول‌ها و تمامی سخت‌افزارها را در برگردد و به راحتی قابل حمل باشد. در راستای این هدف، تمامی طراحی‌ها در نرم‌افزار سالیدورکس^۱ ۲۰۱۳ انجام شده‌است. به طور خلاصه، می‌توان مراحل طراحی و ساخت قاب دستگاه را به صورت زیر خلاصه کرد:

۱. طراحی مکانیکی (CAD) ماژول‌ها و پردازنده مرکزی و اجزای مختلف دستگاه در نرم‌افزار Solidworks
۲. چینش CAD قطعات با در نظر گرفتن ابعاد و جنبه ارگونومی
۳. طراحی قاب (CAD) دستگاه
۴. پرینت سه بعدی قاب دستگاه
۵. مونتاژ اجزای مختلف دستگاه

۳- نتیجه گیری

با توجه به نفوذ استرس در جنبه‌های گوناگون زندگی پرتلاطم امروز، باید آن را به عنوان بخشی از زندگی امروز به شمار آورد. می‌توان گفت استرس عبارت است از نوعی حالت اضطراب و فشار درونی که انسان هنگام مواجه شدن با خطر یا مشکلی جدی، با ترشح هورمون‌هایی خود را برای مقابله با آن‌ها آماده می‌کند که برای روند زندگی ضروری نیز است؛ اما اگر این

استرس در فرد ادامه پیدا کند، باعث بروز مشکلاتی خواهد شد که علاوه بر اثرات روانی، پیامدهای جسمی بی‌شماری از جمله سکنه‌های مغزی، قلبی، فشارخون، پوکی استخوان، زخم معده و بیماری‌های روحی-رفتاری دارد، هیچ عضو یا ارگانی از بدن از اثرات استرس در امان نیست. از این رو ساخت یک پلتفرم یا ارائه روشی که به وسیله آن بتوان میزان استرس فرد را سنجید و به منظور کاهش آن، به فرد بازخورد داد، ضروری و مفید است.

هدف اصلی با کمک این پژوهش، طراحی و ساخت پلتفرمی ساده، قابل حمل و کاربرپسند برای پیاده‌سازی الگوریتم‌های تشخیص و پایش استرس بر شبکه‌های عصبی مصنوعی بود که با کمک آن و استفاده از سیگنال‌های فتوپلیتیسموگرافی (PPG) و هدایت الکتریکی پوست (GSR)، بتوان استرس فرد را تشخیص داد. بنابراین، در ساخت این دستگاه از پردازنده قدرتمند ARM-Cortex A8، به عنوان پردازنده مرکزی استفاده شد و رابط کاربری و الگوریتم‌های پردازشی، با استفاده از زبان ++C و کتابخانه Qt طراحی و پیاده‌سازی شدند. دستگاه ساخته‌شده، علاوه بر سبک و قابل حمل بودن، دارای امکانات بسیاری نظیر قابلیت تطبیق با حسگرهای سیم‌دار و بی‌سیم، نمایش پیوسته سیگنال‌ها، قابلیت شبیه‌سازی مجدد فرآیند دریافت و پردازش سیگنال، ضبط و پخش صدا، ذخیره اطلاعات شخصی افراد، امکان پرسش و پاسخ هنگام دریافت سیگنال، قابلیت اضافه کردن برجسب و نکات بر روی سیگنال‌ها در زمان‌های مشخص و بسیاری از موارد دیگر است.

در این دستگاه، تخمین میزان استرس فرد، به صورت شاخصی پیوسته است که با الگوسازی و استفاده از شبکه عصبی MLP تک‌لایه و شبکه فازی عصبی، و استفاده از هشت ویژگی استخراج‌شده از سیگنال‌های PPG و GSR انجام شده‌است. در مقایسه با شبکه عصبی MLP، شبکه ANFIS عملکرد مناسب‌تری را دارد؛ به طوری که میانگین همبستگی خروجی داده‌های آزمون با خروجی موردنظر، ۹۱/۹۲٪ با میانگین و انحراف معیار ۰/۰۰۷ و ۰/۲۴۵ بوده‌است. بنابراین، از این نوع الگو به عنوان سنجش گر میزان استرس استفاده شده‌است. نتایج به دست آمده، که در بخش‌های قبل به تفصیل بحث شد، بیان گر کارایی مناسب سامانه و روش توسعه داده‌شده در این پژوهش، به منظور سنجش استرس برمبنای سیگنال‌های حیاتی است.

^۱ Solidworks

از پژوهشگاه توسعه فناوری‌های پیشرفته خواجه‌نصیرالدین طوسی که حس‌گرهای مناسب و داده‌های ذخیره‌شده و معتبر را از سیگنال‌ها و همچنین راهنمایی‌های لازم را درمورد پردازش و تحلیل سیگنال‌ها در اختیار ما قرار دادند، کمال سیاس‌گزاری می‌شود.

4- References

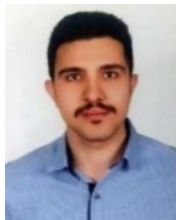
۴- مراجع

- [11] A. Muaremi, B. Arnrich, and G. Tröster, "Towards Measuring Stress with Smartphones and Wearable Devices During Workday and Sleep," *Bionanoscience*, vol. 3, no. 2, pp. 172–183, 2013.
- [12] C. Epp, M. Lippold, and R. L. Mandryk, "Identifying emotional states using keystroke dynamics," in *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp. 715–724, 2011.
- [13] D. F. Dinges et al., "Optical computer recognition of facial expressions associated with stress induced by performance demands.," *Aviat. Space. Environ. Med.*, vol. 76, no. 6 Suppl, pp. B172-82, 2005.
- [14] A. Alberdi, A. Aztiria, and A. Basarab, "Towards an automatic early stress recognition system for office environments based on multimodal measurements: A review," *J. Biomed. Inform.*, vol. 59, pp. 49–75, 2016.
- [15] P. Zimmermann, S. Guttormsen, B. Danuser, and P. Gomez, "Affective computing—A rationale for measuring mood with mouse and keyboard," *Int. J. Occup. Saf. Ergon.*, vol. 9, no. 4, pp. 539–551, 2003.
- [16] M. Garbarino, M. Lai, D. Bender, R. W. Picard, and S. Tognetti, "Empatica E3—A wearable wireless multi-sensor device for real-time computerized biofeedback and data acquisition," in *Wireless Mobile Communication and Healthcare (Mobihealth), 2014 EAI 4th International Conference on*, pp. 39–42, 2014.
- [17] A. Golgouneh, A. Bamshad, B. Tarvirdizadeh, and F. Tajdari, "Design of a new, light and portable mechanism for knee CPM machine with a user-friendly interface," in *Artificial Intelligence and Robotics (IRANOPEN)*, pp. 103–108. IEEE, 2016
- [18] B. Cinaz, B. Arnrich, R. La Marca, and G. Tröster, "Monitoring of mental workload levels during an everyday life office-work scenario," *Pers. ubiquitous Comput.*, vol. 17, no. 2, pp. 229–239, 2013.
- [19] ر. عارفی شیروانی، م. خلیل‌زاده و و. سعادتیان، "مقایسه تحلیل خطی و غیرخطی سیگنال تغییرات نرخ ضربان قلب به‌منظور کمی‌سازی سطح استرس با استفاده از الگوریتم تکاملی و شبکه عصبی،" *پردازش علائم و داده*، جلد ۵، شماره ۲، شماره صفحات ۲۹–۴۰، سال ۸۷.
- [19] R.A. Shirvan, M.A. Khalilzadeh, S.E. Tahami, and V. Saadatian, "Comparison of linear and nonlinear features of heart rate variability signal to quantification of stress level using genetic algorithm and neural network," *Signal and Data Processing*, vol. 5, no. 2, p.p. 29-40, 2009.
- [20] C. Maaoui, A. Pruski, and F. Abdat, "Emotion
- [1] J. Cacioppo, L. G. Tassinary, and G. G. Berntson, *The Handbook of Psychophysiology*, vol. 44., Cambridge University Press, 2007.
- [2] H. Kurniawan, A. V Maslov, and M. Pechenizkiy, "Stress detection from speech and Galvanic Skin Response signals," *Proceedings of the 26th IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems*. pp. 209–214, 2013.
- [3] A. Kaklauskas et al., "Web-based biometric computer mouse advisory system to analyze a user's emotions and work productivity," *Eng. Appl. Artif. Intell.*, vol. 24, no. 6, pp. 928–945, Sep. 2011.
- [4] "Physiology," 2015. [Online]. Available: <http://www.oxforddictionaries.com/definition/english/physiology>.
- [5] E. Risk and O. Report, OSH in figures: stress at work — facts and figures. Luxembourg,: *European Agency for Safety and Health at Work*, 2009.z
- [6] M. Bickford, "Stress in the workplace: A general overview of the causes, the effects, and the solutions," *Canadian Mental Health Association Newfoundland and Labrador Division*, pp. 1–3, 2005.
- [7] W. Liao, W. Zhang, Z. Zhu, and Q. Ji, "A real-time human stress monitoring system using dynamic bayesian network," *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'05) - Workshops*. p. 70, 2005.
- [8] D. Carneiro, J. C. Castillo, P. Novais, A. Fernández-Caballero, and J. Neves, "Multimodal behavioral analysis for non-invasive stress detection," *Expert Systems with Applications*, vol. 39, no. 18, pp. 13376–13389, 2012.
- [9] T. Hayashi, Y. Mizuno-Matsumoto, E. Okamoto, M. Kato, and T. Murata, "An fMRI study of brain processing related to stress states," *World Automation Congress (WAC)*, pp. 1–6, 2012
- [10] H. Lu et al., "Stresssense: Detecting stress in unconstrained acoustic environments using smartphones," *Proceedings of the 2012 ACM Conference on Ubiquitous Computing*, pp. 351–360. ACM, 2012.

Trans., vol. 6, no. 2, pp. 156–166, 2005.

- [33] J. Hernandez, P. Paredes, A. Roseway, and M. Czerwinski, "Under pressure: sensing stress of computer users," in *Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems*, pp. 51–60, 2014.
- [34] F.-T. Sun, C. Kuo, H.-T. Cheng, S. Buthpitiya, P. Collins, and M. Griss, "Activity-aware mental stress detection using physiological sensors," in *International Conference on Mobile Computing, Applications, and Services*, 2010, pp. 211–230.
- [35] C. Setz, B. Arnrich, J. Schumm, R. La Marca, G. Tröster, and U. Ehlert, "Discriminating stress from cognitive load using a wearable EDA device," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 14, no. 2, pp. 410–417, 2010.
- [36] A. de Santos Sierra, C. S. Ávila, J. G. Casanova, and G. B. Del Pozo, "A stress-detection system based on physiological signals and fuzzy logic," *Ind. Electron. IEEE Trans.*, vol. 58, no. 10, pp. 4857–4865, 2011.
- [37] ر. عارفی شیروانی، م. خلیلزاده، "پردازش و تحلیل سیگنال فتوپلتیسموگراف و تغییرات نرخ ضربان قلب به منظور تعیین سطح استرس"، شانزدهمین کنفرانس مهندسی برق، ۱۳۸۷.
- [37]. R.A. Shirvan, M.A. Khalilzadeh, "Process and analysis of the photoplethysmography and heart rate variability signals to determine stress level," *16th Iranian Conference on Electrical Engineering*, 2008.
- [38] ا. درخشان، م. خلیلزاده، م. آذرنوش، ا. محمدیان، "ارزیابی تغییرات سطح استرس با استفاده از تصویربرداری حرارتی چهره"، شانزدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی/ایران، ۱۳۸۷.
- [38]. A. Derakhshan, M.A. Khalilzadeh, M. Azarnoosh, A. Mohammadian, "Evaluate the changes in stress level using facial thermal imaging," *16th Iranian conference on Biomedical Engineering*, 2008.
- [39] K. Frank, P. Robertson, M. Gross, and K. Wiesner, "Sensor-based identification of human stress levels," in *Pervasive Computing and Communications Workshops (PERCOM Workshops)*, 2013 *IEEE International Conference on*, pp. 127–132, 2013.
- [40] M. Morris and F. Guilak, "Mobile heart health: project highlight," *IEEE Pervasive Comput.*, vol. 8, no. 2, pp. 57–61, 2009.
- [41] V. Alexandratos, M. Bulut, and R. Jasinschi, "Mobile real-time arousal detection," in *2014 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*, pp. 4394–4398, 2014.
- recognition for human-machine communication," in *Intelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008. IEEE/RSJ Inter-national Conference on*, pp. 1210–1215, 2008.
- [21] M. T. Quazi, S. C. Mukhopadhyay, N. K. Suryadevara, and Y. M. Huang, "Towards the smart sensors based human emotion recognition," in *Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC), 2012 IEEE International*, pp. 2365–2370, 2012.
- [22] K. Palanisamy, M. Murugappan, and S. Yaacob, "Multiple physiological signal-based human stress identification using non-linear classifiers," *Elektron. ir Elektrotehnika*, vol. 19, no. 7, pp. 80–85, 2013.
- [23] J. Wijsman, B. Grundlehner, J. Penders, and H. Hermens, "Trapezius muscle EMG as predictor of mental stress," in *Wireless Health 2010*, pp. 155–163, 2010.
- [24] S.-H. Seo, J.-T. Lee, and M. Crisan, "Stress and EEG. Convergence and hybrid information technologies," *InTech*. Available from <http://www.intechopen.com/books/Converg.Stress.>, 2010.
- [25] Y. Shi, M. Nguyen, P. Blitz, and B. French, "Personalized stress detection from physiological measurements," *Int. Symp. Qual. Life Technol.*, no. September 2015, pp. 28–29, 2010.
- [26] C. Z. Wei, "Stress emotion recognition based on RSP and EMG signals," in *Advanced Materials Research*, 2013, vol. 709, pp. 827–831.
- [27] J. Zhai and A. Barreto, "Stress detection in computer users based on digital signal processing of noninvasive physiological variables," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 1355–1358, 2006.
- [28] V. Jeyhani, S. Mahdiani, M. Peltokangas, and A. Vehkaoja, "Comparison of HRV parameters derived from photoplethysmography and electrocardiography signals," in *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2015, pp. 5952–5955.
- [29] J. Peuscher, "Galvanic skin response (GSR)," 2In: TMSi. 2012.
- [30] K. Peternel, M. Pogačnik, R. Tavčar, and A. Kos, "A presence-based context-aware chronic stress recognition system," *Sensors*, vol. 12, no. 11, pp. 15888–15906, 2012.
- [31] K. Asai, "The Role of Head-Up Display in Computer-Assisted Instruction," *arXiv Prepr. arXiv1001.0420*, 2010.
- [32] J. A. Healey and R. W. Picard, "Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors," *Intell. Transp. Syst. IEEE*

- [55] J.-S. Jang, "ANFIS: adaptive-network-based fuzzy inference system," *IEEE Trans. Syst. Man. Cybern.*, vol. 23, no. 3, pp. 665–685, 1993.
- [56] L.-X. Wang, "A Course in Fuzzy Systems and Control, Prentice-Hall PTR," Englewood Cliffs, NJ, 1997.
- [57] M. Saidi, H. Hassanpoor, and A. Azizi Lari, "Proposed new signal for real-time stress monitoring: Combination of physiological measures," *AUT J. Electr. Eng.*, vol. 49, no. 1, pp. 11–18, 2017.



علیرضا گل‌گونه تحصیلات خود را در مقطع کارشناسی، در سال ۱۳۹۲ در رشته مهندسی مکانیک بایوسیستم در دانشگاه تهران به پایان رساند؛ سپس به‌عنوان دانش‌آموخته برتر، تحصیلات خود را در رشته مهندسی مکترونیک

ادامه داد و در سال ۱۳۹۵ موفق به کسب درجه کارشناسی ارشد از دانشگاه تهران شد. زمینه‌های پژوهشی مورد علاقه ایشان عبارتند از: سامانه‌های مکترونیک و رباتیکی، پردازش سیگنال و تصویر، هوش مصنوعی و یادگیری ماشین. نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

golgouneh@ut.ac.ir



بهرام تارویردی‌زاده تحصیلات خود در مقطع دکترای تخصصی را در سال ۱۳۹۱ در رشته مهندسی مکانیک، گرایش طراحی کاربردی، در دانشگاه تهران سپری کرد. ایشان هم‌اکنون استادیار دانشکده علوم و فنون نوین دانشگاه تهران هستند و تخصص اصلی ایشان، مکترونیک، رباتیک، دینامیک، کنترل و سامانه‌های Embedded است. نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

bahram@ut.ac.ir

- [42] "Research Center for Development of Advanced Technologies." [Online]. Available: <http://en.rcdat.ir>.
- [43] J. A. Healey, "Wearable and automotive systems for affect recognition from physiology." Massachusetts Institute of Technology, 2000.
- [44] M. E. Dawson, A. M. Schell, and D. L. Filion, "7 the electrodermal system," *Handb. Psychophysiol.*, vol. 159, 2007.
- [45] M. Bolanos, H. Nazeran, and E. Haltiwanger, "Comparison of heart rate variability signal features derived from electrocardiography and photoplethysmography in healthy individuals," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 4289–4294, 2006.
- [46] W.-H. Lin, D. Wu, C. Li, H. Zhang, and Y.-T. Zhang, "Comparison of heart rate variability from PPG with that from ECG," in *The International Conference on Health Informatics*, pp. 213–215, 2014.
- [47] J. Rand, A. Hoover, S. Fishel, J. Moss, J. Pappas, and E. Muth, "Real-time correction of heart interbeat intervals," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 5, pp. 946–950, 2007.
- [48] G. G. Berntson and J. R. Stowell, "ECG artifacts and heart period variability: don't miss a beat!," *Psychophysiology*, vol. 35, no. 1, pp. 127–132, 1998.
- [49] P. D. Welch, "The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, modified periodograms," *IEEE Trans. audio Electroacoust.*, vol. 15, no. 2, pp. 70–73, 1967.
- [50] ع. گل‌گونه، "طراحی و ساخت سیستم قابل حمل پایش پیوسته استرس، مبتنی بر پردازنده ARM"، پایان‌نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه تهران، ۱۳۹۵.
- [50] A. Golgouneh, "Design and development of a portable system to continuous stress monitoring system using ARM processor," M.S. Thesis, University of Tehran, 2016.
- [51] M. A. Hall, "Correlation-based feature selection of discrete and numeric class machine learning," 2000.
- [52] T. M. Geronimo, C. E. D. Cruz, E. C. Bianchi, F. de Souza Campos, and P. R. Aguiar, "MLP and ANFIS Applied to the Prediction of Hole Diameters in the Drilling Process," *INTECH Open Access Publisher*, 2013.
- [53] P. Davis, "Levenberg-marquart methods and nonlinear estimation," *Siam News*, vol. 26, no. 6, pp. 1–12, 1993.
- [54] L. A. Zadeh, "Fuzzy sets," *Inf. Control*, vol. 8, no. 3, pp. 338–353, 1965.