

شناسایی هویت با استفاده از سیگنال ECG

حمید بهنام
دانشگاه علم و صنعت ایران
behnam@iust.ac.ir

محمد علیجانیها
دانشگاه علم و صنعت ایران
m_alijaniha@yahoo.com

چکیده: از طرح ایده استفاده از سیگنال ECG به عنوان یک خصوصیت بیومتریک مدت زیادی نمی‌گذرد. در کلیه تحقیقات گذشته از ویژگیهای فواصل زمانی بین نقاط مشخصه که از سیگنال ECG فرد در حالت استراحت استخراج شده بودند، استفاده شده است. نتایج مؤید توانایی خوب این ویژگی در شناسایی هویت افراد مختلف میباشد، لیکن با انجام بررسی بر روی سیگنال افراد پس از فعالیت بدنی مشخص شد کارایی این ویژگیها در شناسایی هویت با اینگونه سیگنالها بسیار ضعیف می‌باشد. در این تحقیق ضمن ارائه دو ویژگی جدید بر مبنای تحلیل در حوزه فرکانس و طیف مراتب بالا، علاوه بر دستیابی به دقت بالا در شناسایی هویت با استفاده از سیگنالهای اخذ شده در حالت استراحت (بیش از ۹۶ درصد) موفق به کسب نتایج بسیار خوب در شناسایی هویت در حالت پس از فعالیت بدنی شده‌ایم (در حدود ۸۰ درصد). ضمناً به کمک ایده ماتریس احتمال توانسته‌ایم ۱۰۰٪ هویت نمونه‌های مورد بررسی را در دو حالت شناسایی نماییم.

واژه‌های کلیدی: شناسایی هویت، بیومتریک، الکتروکاردیوگرام، فواصل زمانی، چگالی طیف توان، طیف مراتب بالا

۱- مقدمه

رشد بشر در ابعاد گوناگون و پیشرفت فناوری در خدمت رفع نیازها و فراهم آوردن مطلوبیتها، مسائل و مشکلات جدیدی را پیش روی انسانها قرار داده است. سهولت استفاده از خدمات مختلف به مدد سیستمهای ارتباطی نوین، لزوم ارتقاء همه بخشهای مرتبط، علی‌الخصوص بحث امنیت ارتباطات و دسترسی افراد را بیش از پیش مطرح ساخته است. امروزه در جوامع پیشرفته بسیاری از خدمات به واسطه شبکه‌های مخابراتی و ارتباطی به صورت غیر مستقیم و بدون نیاز به ارتباط رو در رو با اپراتور صورت می‌گیرد، به عبارت

دیگر بیشتر اوقات مخاطب افراد ماشینها و سیستمهای هوشمندی هستند که باید توانایی شناسایی هویت شخص مقابل را داشته باشند تا بتوانند امکان دسترسی وی به امکانات و خدمات یا مکانهای مورد نظر را فراهم سازند. در این راستا امروزه سیستمهای امنیتی و کنترل سطح دسترسی بر دو ویژگی مبتنی هستند، اول، ابزارهایی که در مالکیت فرد است مثل کلیدها و کارتهای هوشمند و ... و دوم ویژگیهایی که به دانسته‌های فرد متکی است مانند رمز عبور. ضعف عمده این روشها امکان گم شدن، دزدیده شدن یا فراموشی آنها می‌باشد [۱]. در مقابل دسته‌ای از ویژگیهای فیزیولوژیک یا رفتاری که برای هر شخص منحصر به فرد هستند، به نام

شده در حالت استراحت از افراد متمرکز بوده‌اند، تحقیقات ما نشان دادند که چنانچه از سیگنالهای پس از فعالیت بدنی جهت تست کارایی ویژگیهای مذکور استفاده شود حداکثر به دقتی برابر ۴۰ درصد برای یک تحقیق بر روی ۱۲ نفر منجر خواهد شد که بیانگر یک نقص عمده در روشهای به کار برده شده می‌باشد. لذا در طی تحقیقی که در آن از ۱۲ فرد مختلف در دو حالت استراحت و پس از فعالیت بدنی سیگنال اخذ نمودیم اقدام به استخراج ویژگیهایی مبتنی بر تحلیل طیف مراتب بالاتر و تحلیل فرکانسی نمودیم. نتایج اعمال این ویژگیها علاوه بر موفقیت در کسب دقت بیش از ۹۸ درصد در حالت استراحت، توانسته است به دقتی بالغ بر ۸۰ درصد در شناسایی هویت افراد با استفاده از سیگنالهای آنها پس از فعالیت بدنی نیز دست یابد. ضمناً با استفاده از ایده ماتریس احتمال توانستیم این میزان را تا حدود ۱۰۰ درصد برای شناسایی افراد مذکور ارتقا دهیم.

۲- اخذ سیگنال ECG

طی فرآیند اخذ سیگنال ECG، ۱۲ نفر مرد ۲۲-۵۵ ساله مورد آزمایش قرار گرفتند. با توجه به کاربرد مورد نظر در یک سیستم تشخیص هویت و آسان بودن اخذ سیگنال از لید(I) که تنها مستلزم اتصال دستهای چپ و راست به سیستم می‌باشد، این لید جهت اخذ سیگنال انتخاب گردید و از هر کدام از افراد در دو نوبت سیگنال اخذ گردید. پروتکل انجام کار به شرح ذیل بوده است:

- (۱) شخص مورد آزمایش در حالت نشسته و آرام روی صندلی قرار می‌گیرد و اتصال لید(I) به وی برقرار می‌شود.
- (۲) به مدت سه دقیقه سیگنالی با فرکانس نمونه برداری 360Hz از شخص اخذ می‌گردد.
- (۳) اتصالات از فرد جدا شده و وی به مدت ۵ دقیقه اقدام به انجام فعالیت‌های ورزشی شامل نشستن و برخاستن، دویدن و بالا و پایین رفتن از پله می‌نماید.
- (۴) شخص مجدداً بر روی صندلی می‌نشیند و اتصال الکترودهای لید(I) برقرار می‌شود.
- (۵) به مدت سه دقیقه سیگنالی با فرکانس نمونه برداری

خصوصیات بیومتریک شناخته می‌شوند. این خصوصیات دارای سطح امنیت بالاتری نسبت به روشهای گفته شده هستند اما تعداد زیادی از آنها نیز دارای پتانسیل تقلب و شبیه‌سازی‌اند مثل اثر انگشت، صدا، طرح چهره و... در این میان سیگنالهای حیاتی علاوه برآنکه به دلیل طبیعت آشوبگونه، امکان شبیه‌سازی را بسیار مشکل می‌نمایند، قابلیت آنرا فراهم می‌کنند که تنها اشخاص زنده و با سطح اطمینانی بسیار بالا مورد شناسایی واقع شوند. سیگنال ECG یکی از مناسب‌ترین سیگنالها برای این منظور است. نتایج تحقیقات انجام شده تا به امروز مؤید قابلیت بالای این سیگنال جهت به کارگیری به عنوان یک سیگنال بیومتریک است.

از زمان طرح اولین ایده‌ها برای به کارگیری سیگنال فعالیت قلبی (الکتروکاردیوگرام) بیش از ۵ سال نمی‌گذرد، مقاله ووبلر در سال ۲۰۰۷ [۲]، مؤید خاصیت یکتایی و پایداری و دوام این سیگنال می‌باشد، بدین معنا که در بررسیهای مختلف انجام شده طی دوره‌های زمانی گوناگون، قابلیت آن برای شناسایی افراد مختلف به تأیید رسیده است. اولین بار در مقاله بیل و پترسون که در سال ۲۰۰۱ منتشر گردید ایده استفاده از سیگنال ECG به عنوان یک بیومتریک مطرح گردید [۳]، در این مقاله آنها از ویژگیهای استخراج شده از فواصل زمانی بین نقاط مشخصه در شکل موج ECG و نیز دامنه سیگنال به عنوان ویژگی استفاده نمودند، نتایج مؤید توانایی این روشها در شناسایی هویت افراد مورد بررسی با دقتی در حدود ۹۸ درصد بودند. سپس س. اسرائیل^۱ و همکاران، در سال ۲۰۰۵ در تحقیقی با هدف بررسی اثرات محل قرارگیری الکترودها جهت اخذ سیگنال و نیز اثرات تغییر حالات روحی و روانی افراد بر فرآیند تشخیص هویت اقدام به انجام آزمایشاتی بر روی ۲۹ فرد مختلف نمودند [۴]. در اینجا نیز مجدداً از ۱۵ ویژگی مبتنی بر فواصل زمانی بین نقاط مشخصه استفاده شد. نتایج علاوه بر تأیید عدم وابستگی به محل الکترودگذاری و حالات روحی و روانی، به دقتی در حد ۹۸ درصد در شناسایی افراد دست یافتند. اما نکته قابل توجه این است که همه این فعالیتها بر روی سیگنالهای اخذ

¹ S.Israel

360Hz از شخص اخذ می‌گردد.

۳- ویژگیها

در اینجا سه دسته ویژگی از سیگنال ECG افراد مختلف که در دو حالت استراحت و پس از فعالیت بدنی اخذ شده بودند محاسبه شده است. دسته اول مشابه با ویژگیهایی است که محققین دیگر در تحقیقات قبلی از سیگنال ECG استخراج نموده اند و شامل فواصل مختلف زمانی بین نقاط مشخصه در هر ضربان می‌باشد. دو دسته دیگر مبتنی بر تحلیلهایی درحوزه فرکانس و طیفهای مراتب بالاتر می‌باشد که در این تحقیق استخراج شدند و جزئیات مربوط به آنها در بخش بعدی ذکر شده است.

۳-۱- تحلیل با استفاده از طیف مراتب بالاتر

با مشاهده شکل هر ضربان ECG، مشاهده می‌شود که در حالت عادی، شکل کلی ضربان‌ها همواره ساختاری مشخص را حفظ می‌نماید. این مطلب باعث می‌شود تصور کنیم که احتمالاً تعدادی فرکانس مشخص در شکل موج ضربان‌های مربوط به یک فرد نقش اصلی را ایفا می‌کنند. برای مشخص نمودن میزان کوپلینگ فاز مؤلفه‌های مختلف فرکانسی از تحلیل طیفهای مراتب بالا که توانایی بازنمایی اطلاعات فاز سیگنال را نیز دارا هستند استفاده می‌شود [۵]. در اینجا نیز پس از جداسازی ضربانات مجزای افراد ویژگی "میانگین طیف دوگانه" از هریک از این ضربانات مجزا استخراج می‌گردد.

فرآیند کار به این شکل است که ابتدا FFT به طول n نقطه (که n را برابر nFFT نیز می‌نامیم) برای سیگنال مربوط به یک ضربان واحد محاسبه می‌گردد، سپس با داشتن این مقدار (X_k) مقدار طیف دوگانه سیگنال از رابطه زیر محاسبه می‌شود [۵]:

$$B_3^x(\omega_1, \omega_2) = X_k(\omega_1) X_k(\omega_2) X_k^*(\omega_1 + \omega_2)$$

حاصل این محاسبات روابطی است که دامنه طیف دوگانه را بین n فرکانس مختلف به صورت یک ماتریس

nFFT*nFFT بیان می‌کند. اگر ماتریس مربوط به دامنه طیف دوگانه در فرکانس‌های مختلف، که بیان‌گر میزان کوپلینگ فاز در جفت فرکانس‌های مورد بررسی هستند به شکل زیر باشد:

$$B = \begin{bmatrix} B_{11} & B_{12} & \dots & B_{1n} \\ B_{21} & B_{22} & \dots & B_{2n} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ B_{n1} & B_{n2} & \dots & B_{nn} \end{bmatrix}$$

در این صورت فرضاً B_{ij} دامنه طیف دوگانه بین مؤلفه‌های i و j را با یکدیگر بیان می‌نماید. همانطور که مشخص است طیف دوگانه یک سیگنال دارای ۶ ناحیه تقارن می‌باشد. اگر بردار Waxis برداری به طول nFFT باشد که در بردارنده فرکانس‌های نرمالیزه شده متناظر با فرکانس‌های سطرها و ستون‌های ماتریس B هستند، به این صورت که سطر \hat{a}_m (یا ستون \hat{a}_m) از ماتریس B متناظر با فرکانس بیان شده در Waxis (i) باشد، آنگاه می‌توان تنها محدوده مربوط به فرکانس‌های مثبت را (به دلیل وجود تقارن) در ماتریس فوق در نظر گرفت. اگر فرکانس نرمالیزه شده با فرض فرکانس نمونه برداری واحد را در نظر بگیریم مقادیر فرکانس در بردار Waxis از -۱ تا ۱ خواهند بود. لذا محل قرارگیری فرکانس صفر در مرکز ماتریس خواهد بود. به عنوان راه حلی برای بدست آوردن یک بردار جهت بیان ویژگی هر سیگنال، در این جا از میانگین مقادیر طیف دوگانه در محدوده فرکانس‌های مثبت استفاده نموده‌ایم به این صورت که اگر ماتریس شامل مقادیر طیف دوگانه متناظر با فرکانس‌های مثبت را به شکل روبرو در نظر بگیریم:

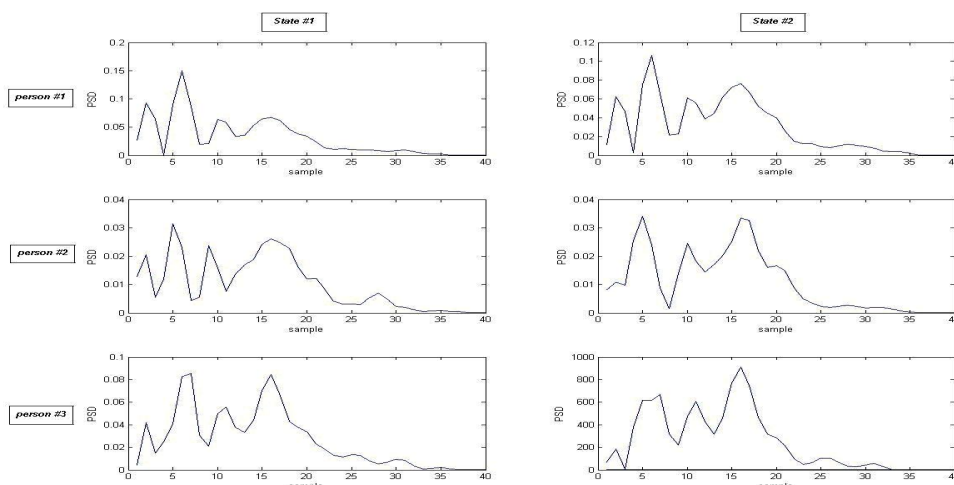
$$B = \begin{bmatrix} B'_{11} & B'_{12} & \dots & B'_{1n'} \\ B'_{21} & B'_{22} & \dots & B'_{2n'} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ B'_{n'1} & B'_{n'2} & \dots & B'_{n'n'} \end{bmatrix}$$

به طوری که برای nFFT زوج $n' = \frac{nFFT}{2}$ و برای nFFT فرد

$$n' = \left(\frac{nFFT-1}{2}\right) + 1$$

خواهد بود. در این صورت

خواهیم داشت :



شکل ۱: مقایسه مقادیر چگالی طیف دو ضربان تصادفی در حالت استراحت (سمت چپ) و حالت پس از فعالیت بدنی (سمت راست) برای سه فرد مختلف

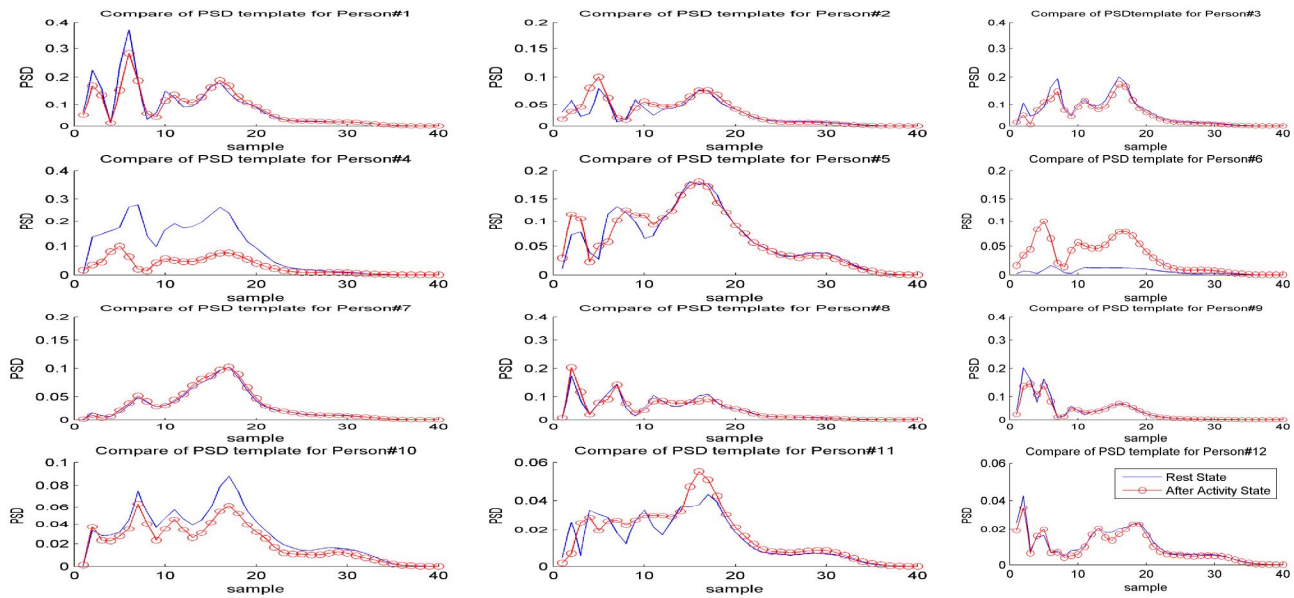
را بر حسب فرکانس زاویه‌ای و بین $(0, \pi)$ محاسبه می‌نماید. در مورد داده‌های حقیقی طول نتایج برابر نصف طول FFT به علاوه یک خواهد بود یعنی در اینجا نتایج بر روی ۱۲۹ نقطه قابل مشاهده است. اما با مقایسه نمودارهای حاصل از رسم مقادیر چگالی طیف توان ملاحظه می‌شود که محتوای فرکانسی سیگنالها در طول ۴۰ نقطه اول از هر رشته قابل مشاهده است. شکل ۱ یک نمونه نمایش مقایسه‌ای بین مقادیر چگالی طیف توان ضربانهای ۳ فرد مختلف در دو حالت استراحت و فعالیت بدنی را نشان می‌دهد. پس از استخراج ویژگیهای فوق آنها را به صورت برداری به ورودی یک شبکه عصبی جهت دسته بندی اعمال می‌نماییم. اما به عنوان یک بررسی دیگر، مجدداً امکان تعریف الگو برای هر فرد با استفاده از میانگین گیری بر روی ویژگیهای چگالی طیف توان چند ضربان مورد ارزیابی قرار گرفت. در شکل ۲ نمونه‌ای از الگوهای تشکیل شده از میانگین گیری بر روی ۱۵۰ ویژگی استخراج شده از همین تعداد ضربان در حالت استراحت با الگوهای مشابه از سیگنالهای اخذ شده پس از فعالیت بدنی با یکدیگر مقایسه شده‌اند. خطوط پیوسته نمایانگر الگوی تشکیل شده از سیگنالهای اخذ شده در حالت استراحت و خطوط منقطع با دوایر نمایانگر الگوی تشکیل شده از سیگنالهای پس از فعالیت بدنی می‌باشند. همانطور که ملاحظه می‌شود ارتباط بسیار آشکار و معناداری بین این الگوها مشاهده می‌شود.

$$f(i) = \sum_{j=1}^n \left(\frac{B_{ij}'}{n}\right) \quad 1 \leq i \leq n'$$

این شکل بیان مناسبی است برای ویژگی طیف دوگانه سیگنالهای مورد بررسی، که جهت یادگیری شبکه‌های عصبی مختلف از آن استفاده شده است. همچنین با استفاده از تابع bicoherence می‌توان میزان کوپلینگ فاز نرمالیزه را بدست آورد. از این ویژگی نیز در دسته‌بندی هویت اشخاص به عنوان ویژگی اعمالی به شبکه عصبی استفاده شده است.

۳-۲- تحلیل در حوزه فرکانس

اگر مؤلفه‌های فرکانسی یک سیگنال ECG را استخراج نماییم معمولاً بیک‌هایی را در فرکانس‌های ۱، ۴، ۷ و ۱۰ هرتز مشاهده خواهیم نمود. این بیک‌ها به ترتیب توصیف کننده آهنگ ضربانات (~60bpm)، موج T، موج P و کمپلکس QRS می‌باشند [۶]. محدوده مورد مطالعه در سیگنال‌های قلبی معمولاً بین ۰/۰۵ تا ۴۰ یا ۱۰۰ هرتز می‌باشد. در اینجا با توجه به این‌که به دنبال اعمال ویژگی‌هایی به شبکه عصبی جهت طبقه‌بندی هویت اشخاص بودیم با محاسبه میزان طیف توان سیگنال (PSD) برای هر ضربان مجزا اقدام به بررسی نتایج طبقه‌بندی نمودیم. برای این کار از تابع پریودوگرام استفاده شد و محاسبات برای FFT به طول ۲۵۶ نقطه انجام گردید. این تابع مقادیر طیف



شکل ۲: نمایش الگوهای محاسبه شده از میانگین گیری بر روی ویژگیهای PSD مربوط به ۱۵۰ ضربان از ۱۲ فرد مورد بررسی در حالت استراحت (خطوط پیوسته) و پس از فعالیت بدنی (خطوط منقطع با دایر)

ستون‌های ماتریس اتفاق می‌افتند به عنوان خطاهای از قلم افتادگی (omission) نامیده می‌شوند. برای یک سیستم احراز هویت، اینها در حکم خطاهای منفی غلط^۳ می‌باشند یعنی در این جا به یک فرد دارای اجازه ورود، اجازه دسترسی داده نشده است. خطاهایی که در هر سطر رخ می‌دهند نیز به نام خطاهای در نظر گرفتن (commission) نامیده می‌شوند که به صورت صدور اجازه غلط به یک فرد فاقد اجازه دسترسی قابل توصیف هستند

۵- دسته بندی

فرآیند دسته بندی در اینجا با کمک دو دسته‌بندی کننده انجام گرفت، اول با استفاده از شبکه‌های عصبی و سپس با اندازه‌گیری کمترین فاصله نسبت به الگوی تعریف شده برای هر فرد.

۵-۱- شبکه عصبی

در اینجا از شبکه‌های عصبی MLP با قانون یادگیری

۴- ایده ماتریس احتمال [۴]

این ماتریس در واقع، نمایشی از عملکرد طبقه‌بندی کننده با توجه به رأی گیری^۲ بر روی نتایج می‌باشد. به عبارت دیگر در اینجا به جای آنکه هر بار میزان عملکرد ویژگی مورد نظر را تنها بر روی جداسازی یک ضربان مجزا بررسی نماییم، می‌توانیم میزان کارایی آنرا بر روی چند ضربان ارزیابی کنیم و از رأی گیری بر روی نتایج حاصله، اقدام به شناسایی هویت فرد نماییم.

ستون‌های این ماتریس در حکم داده‌های ورودی هستند که برای ما مشخصند به عبارت بهتر در این جا داده‌های تست برای هر کدام از نمونه‌ها همین نقش را بازی می‌کنند. سطرهای این ماتریس نیز بیانگر میزان کارایی توابع دسته بندی کننده در جداسازی داده‌ها به گروه‌های مختلف می‌باشند. نمونه‌هایی که به درستی شناسایی شده‌اند در طول قطر اصلی ماتریس قرار می‌گیرند. اگر ماکزیمم تعداد ضربانات قلبی دسته‌بندی شده در یک سطر یا ستون، در قطر اصلی ماتریس جا گرفته باشد، آن فرد به درستی شناسایی شده‌است و این معنای رأی گیری است. خطاهایی که در

³ False Negative Errors

² Voting

در شناسایی ضربانات مجزای افراد مختلف در حالت استراحت و نیز ۶۱/۱ درصد و ۷۸/۵ درصد در شناسایی ضربانات مجزای افراد پس از فعالیت بدنی نتایج بسیار خوبی نسبت به روشهای گذشته که مبتنی بر ویژگیهای فواصل زمانی اندازه گیری شده از سیگنال ECG بودند از خود نمایان می‌سازد. همچنین با مشاهده ماتریسهای احتمال در جداول ۲ و ۳ برای ویژگی چگالی طیف توان می‌توان به دقت ۱۰۰ درصد در شناسایی هویت اشخاص با استفاده از سیگنال آنها در حالت استراحت و همچنین پس از فعالیت بدنی دست یافت.

درصد شناسایی درست		نام ویژگی
حالت پس از فعالیت بدنی	حالت استراحت	
۱۶/۲	۹۸	فواصل زمانی
۶۱/۱	۹۰/۶	میانگین طیف دوگانه
۷۸/۵	۹۷/۶	چگالی طیف توان

جدول ۱: خلاصه نتایج اعمال ویژگیها به شبکه‌های عصبی جهت شناسایی هویت

ایده دیگری که در این بررسیها مورد ارزیابی قرار گرفت استفاده از معیار فاصله اقلیدسی بین الگوهای تولید شده از میانگین گیری بر روی ویژگیهای مختلف بوده است. همانطور که از جداول ۴ و ۵ نیز مشخص است، نتایج مؤید مفادیر بدست آمده از شبکه های عصبی هستند. در مورد ویژگی میانگین طیف دوگانه این روش موفق به شناسایی ۹ نفر از ۱۲ نفر شده در حالیکه در مورد ویژگی چگالی طیف توان، نتایج نمایانگر شناسایی صحیح کلیه افراد ارائه شده به سیستم می‌باشد.

۷- جمع بندی

در این تحقیق اقدام به استخراج دو ویژگی جدید از سیگنال ECG نمودیم که با استفاده از آنها ضمن دستیابی به دقت بسیار خوب در شناسایی هویت افراد مختلف با استفاده از سیگنال اخذ شده از آنها در حالت استراحت، بر نقطه ضعف روشهای پیشین

پس انتشار خطا جهت این منظور استفاده شده است. تعداد نوروتهای ورودی شبکه با توجه به طول الگوهای ویژگی انتخاب شده است. شبکه‌های به کار رفته به صورت یک یا دولایه بوده‌اند، در این ساختارها انتخاب تعداد نوروتهای لایه میانی با آزمون و خطا و لحاظ نمودن سرعت عمل در یادگیری شبکه انجام شده است. جهت اعمال ویژگیهای مختلف به شبکه‌ها طی فرآیند یادگیری، لازم است برداری به عنوان بردار هدف برای اشاره هر یک از الگوهای ورودی به یک خروجی خاص تعریف گردد. در اینجا از بردارهایی به طول ۵ بیت، که در مجموع می‌توانند ۳۲ خروجی مختلف را آدرس دهی نمایند استفاده شده است. همچنین در حین فرآیند تصدیق هویت چنانچه فردی غیر از اشخاص ثبت شده در سیستم وارد مجموعه گردد، خروجی شبکه حالتی غیر از حالت تعریف شده در بردار هدف را اختیار خواهد نمود و بدین ترتیب شخص ناآشنا شناسایی خواهد شد.

۵-۲- اندازه گیری فاصله از الگوها

برای مشاهده قابلیت طبقه‌بندی افراد با استفاده از این الگوها، فاصله هر یک از الگوهای تست (که از میانگین گیری ویژگیهای حاصل از سیگنالهای حالت دوم بدست می‌آیند) از الگوی اولیه محاسبه می‌شود، کمترین فاصله نسبت به هر الگویی که اتفاق بیفتد، الگوی تست متعلق به آن فرد خواهد بود. در جداول بررسی، هرگاه این کمینه در قطر اصلی اتفاق بیفتد شناسایی به درستی انجام شده است.

۶- نتایج

نتایج حاصل از اعمال ویژگیهای فواصل زمانی استخراج شده از سیگنال ECG، میانگین طیف دوگانه و چگالی طیف توان در جدول ۱ نمایش داده شده است. در مورد ویژگیهای فواصل زمانی، ۱۵ فاصله زمانی که در مقاله س.اسرائیل منجر به بهترین نتایج شده بودند جهت این بررسیها مورد استفاده قرار گرفتند. همانطور که ملاحظه می‌شود نتایج حاصل از اعمال ویژگیهای متوسط طیف دوگانه و چگالی طیف توان به ترتیب با کسب موفقیتی برابر با ۹۰/۶ درصد و ۹۷/۶ درصد

ورودیهای اعمال شده

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L
A	50	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
B	0	50	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
C	0	0	48	1	0	0	0	0	0	0	1	0
D	0	0	0	48	0	0	0	0	0	0	0	0
E	0	0	0	0	50	0	0	0	0	0	0	0
F	0	0	0	0	0	50	0	0	0	0	0	0
G	0	0	1	1	0	0	47	0	0	0	0	0
H	0	0	0	0	0	0	0	48	0	0	1	0
I	0	0	0	0	0	0	0	0	50	0	0	0
J	0	0	1	0	0	0	2	0	0	50	1	0
K	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	47	0
L	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	48
Others	0	0	0	0	0	0	1	2	0	0	0	2
موفقیت در شناسایی فرد مذکور؟	بله	بله	بله	بله	بله	بله	بله	بله	بله	بله	بله	بله

جدول ۲: ماتریس احتمال مربوط ارائه ۵۰ ویژگی PSD محاسبه شده برای ضربانات اخذ شده در حالت استراحت به شبکه عصبی و نمایش نتایج برای ۱۲ فرد مختلف که در نهایت موجب شناسایی ۱۰۰ درصد افراد در این حالت شده است.

ورودیهای اعمال شده

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L
A	97	0	0	17	0	0	0	0	1	0	0	0
B	0	56	25	0	0	0	4	4	0	2	5	0
C	0	0	65	0	0	0	2	0	0	0	2	0
D	0	0	0	54	0	0	0	0	0	0	0	0
E	0	0	0	0	100	0	0	0	0	0	0	0
F	0	0	0	0	0	100	0	0	0	0	0	0
G	2	0	0	0	0	0	88	4	0	0	0	0
H	0	26	0	0	0	0	0	41	2	0	0	0
I	1	0	0	0	0	0	0	17	94	0	0	0
J	0	4	0	0	0	0	0	33	0	97	36	0
K	0	0	0	0	0	0	2	0	1	0	54	0
L	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	96
Others	0	14	10	29	0	0	4	1	2	1	3	4
موفقیت در شناسایی فرد مذکور؟	بله	بله	بله	بله	بله	بله	بله	بله	بله	بله	بله	بله

جدول ۳: ماتریس احتمال مربوط ارائه ۱۰۰ ویژگی PSD محاسبه شده برای ضربانات اخذ شده در حالت پس از فعالیت بدنی به شبکه عصبی و نمایش نتایج برای ۱۲ فرد مختلف که در نهایت موجب شناسایی ۱۰۰ درصد افراد در این حالت شده است.

دستاوردهای این تحقیق ارائه امکان پذیری استفاده از ایده الگوها جهت دسته‌بندی هویت افراد مختلف بوده است، این کار به جهت زمان مورد نیاز بسیار کارتر از روش شبکه‌های عصبی که نیازمند زمان زیادی جهت یادگیری هستند، می‌باشد.

که همگی مبتنی بر استفاده از ویژگیهای فواصل زمانی استخراج شده از شکل موج ECG بودند نیز فایده آمدم. ضمناً با به کارگیری ایده استفاده از ماتریس احتمال گام مؤثری در جهت افزایش میزان کارایی سیستمهای شناسایی هویت که از ویژگیهای چگالی طیف توان و متوسط طیف دوگانه استفاده نمایند برداشته شده است. یکی دیگر از

First State Patterns

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	
Second State Patterns	A	0.116696	1.747222	0.250723	1.748268	0.69422	2.11881	1.561409	1.18776	1.796901	1.426455	1.966489	2.14152
	B	1.833254	0.023884	1.519225	3.461333	2.413879	0.384986	0.205303	0.554959	0.085395	0.310501	0.241045	0.40665
	C	0.914101	0.932473	0.597123	2.539738	1.507642	1.302476	0.747705	0.37011	0.9794	0.614223	1.149924	1.325571
	D	3.172389	5.009197	3.480572	1.541199	2.634359	5.37788	4.81792	4.445222	5.054362	4.690391	5.223244	5.401283
	E	0.105355	1.888114	0.376968	1.603798	0.556805	2.259557	1.698854	1.326733	1.93691	1.56727	2.105245	2.282223
	F	2.218279	0.375464	1.902689	3.8418	2.800543	0.003814	0.573634	0.937358	0.327123	0.696309	0.169898	0.0238
	G	1.625648	0.237438	1.309634	3.248999	2.203793	0.601842	0.041477	0.349176	0.285376	0.128252	0.442484	0.622632
	H	1.353202	0.49452	1.036272	2.97646	1.938926	0.864125	0.310415	0.071155	0.540655	0.181203	0.709939	0.886976
	I	1.906258	0.070349	1.590403	3.530012	2.490024	0.308944	0.270777	0.625139	0.020717	0.385795	0.165925	0.332221
	J	1.842602	0.017934	1.527316	3.467836	2.423937	0.373939	0.20543	0.561552	0.060457	0.319819	0.224251	0.396223
	K	1.979707	0.176154	1.661309	3.596144	2.559949	0.269098	0.322879	0.698746	0.130694	0.467619	0.103264	0.286962
	L	2.242991	0.399804	1.927551	3.866899	2.824885	0.028962	0.597926	0.962194	0.352122	0.720754	0.193406	0.010805

جدول ۴: نمایش فاصله اقلیدسی الگوهای بدست آمده از ویژگی میانگین طیف دوگانه برای هر یک از افراد در حالت پس از فعالیت بدنی (هر یک از سطرها) با الگوهای محاسبه شده برای کلیه افراد در حالت استراحت (هر یک از ستونها)، در صورت بروز کمینه فاصله در قطر اصلی ماتریس شخص به درستی شناسایی شده است.

First State Patterns

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	
Second State Patterns	A	0.586556	1.762509	0.767349	1.073908	1.143731	2.36419	1.76569	1.133202	1.58968	1.718628	2.10332	2.273917
	B	2.00948	0.309842	1.325353	2.325005	1.372173	0.860793	0.563547	0.911259	0.896954	0.472983	0.551868	0.764849
	C	1.517041	1.108226	0.446022	1.480055	0.794883	1.688016	0.987353	0.827755	1.398766	0.967154	1.39224	1.607319
	D	2.017164	3.297935	2.007331	0.968079	2.200076	3.903405	3.187036	2.68199	3.159539	3.174776	3.613739	3.815698
	E	1.657907	1.395949	0.809001	1.522869	0.440409	2.001845	1.246257	1.098127	1.531976	1.277707	1.712697	1.887609
	F	2.670235	0.758093	1.987615	3.060429	1.985141	0.056892	0.853717	1.417126	1.397817	0.796857	0.346347	0.226939
	G	2.151032	0.521783	1.243896	2.336593	1.15558	0.884861	0.067946	0.955267	1.28186	0.33206	0.625467	0.813564
	H	1.550107	0.996285	0.996491	1.909903	1.156257	1.453126	1.037187	0.273288	0.856837	0.915612	1.228736	1.332999
	I	1.834193	0.71912	1.444629	2.291344	1.542002	1.200639	1.048835	0.886554	0.328292	0.926133	0.963227	1.077955
	J	2.247843	0.443728	1.469302	2.561418	1.485089	0.539764	0.438934	0.939685	1.146172	0.262908	0.305812	0.46949
	K	2.383726	0.459541	1.619238	2.692519	1.598003	0.40952	0.485021	1.126057	1.207479	0.42243	0.173744	0.367738
	L	2.593076	0.655793	1.915312	2.995109	1.907569	0.182557	0.788113	1.321308	1.287895	0.729961	0.285013	0.054041

جدول ۵: نمایش فاصله اقلیدسی الگوهای بدست آمده از ویژگی PSD برای هر یک از افراد در حالت پس از فعالیت بدنی (هر یک از سطرها) با الگوهای محاسبه شده برای کلیه افراد در حالت استراحت (هر یک از ستونها)، در صورت بروز کمینه فاصله در قطر اصلی ماتریس شخص به درستی شناسایی شده است.

- [5] Nikias C.L., Mendel J.M., "Signal Processing With Higher-Order Spectra", IEEE Signal Processing Mag., July 1993
- [6] Clifford G.D., McSharry P.E., "Advanced Methods for ECG analysis", Artech House, chapter 3, 2006

۸-مراجع

- [1] Jain A. K., Bolle R., Pankanti S., "Biometrics: Personal identification in Networked Society". Kluwer Academic Publishers, , pp. 1-41. 1998
- [2] Wubbeler Gerd, et. al., "Verification of Humans using the electrocardiogram", Pattern Recogn. Lett. (2007), doi:10.1016/j.patrec.2007.01.014
- [3] Biel Lena, Pettersson Ola, et. al., "ECG Analysis: A New Approach in Human Identification", IEEE Trans. Instrumentation And Measurement, vol. 50, no. 3, JUNE 2001
- [4] Israel S., et. al., "ECG to identify individuals", Pattern Recognition, no. 38, , pp. 133 - 142 2005