



استخراج ویژگی از سیگنال مکانیکی نبض به منظور تشخیص بیماری عروق کرونری

محمدسجاد سکوت¹، برهان بیگزاده^{2*}

1- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران
 2- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران
 * تهران، صندوق پستی 163-16765، iust.ac.ir، b_beigzadeh

چکیده

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 11 شهریور 1396

پذیرش: 16 آذر 1396

ارائه در سایت: 08 دی 1396

کلید واژگان:

سیگنال نبض

پالس فشاری خون

تشخیص بیماری

عروق کرونری

استخراج ویژگی

تشخیص هوشمند بیماری‌ها با دقت بالا، سرعت زیاد، هزینه پایین و به‌صورت غیرتهاجمی امروزه به یک ضرورت در روند درمان بیماری‌ها تبدیل شده است. در این راستا، گرفتن سیگنال نبض، امری بسیار آسان و کم‌هزینه است که با توجه به در دسترس بودن آن و نیز آسان بودن فرآیند مربوطه، می‌تواند در تشخیص سریع و کم‌هزینه بیماری‌های قلبی بسیار مفید باشد. چنانچه در این زمینه بتوان از روش مناسب پردازش سیگنال و هوشمندسازی آن نیز بهره جست به‌گونه‌ای که دقت آن با سایر روش‌های هزینه‌بر و زمان‌بر برابری کند، می‌توان گفت که به دستاورد ارزشمندی رسیده‌ایم که هدف از این مطالعه نیز همین امر است. در ابتدا با استفاده از دستگاه تسک فورس مانیتور، داده‌های مربوط به سیگنال فشاری نبض در انگشت دست چپ برای دو گروه سالم و مبتلا به بیماری عروق کرونر دریافت شده است. سپس سیگنال‌ها فیلتر شده و موارد نادرست از آن جدا شده است. آنگاه ویژگی‌های مربوط به حالت سالم و بیمار استخراج شده و با انتخاب ویژگی‌های برتر، داده‌های افراد سالم و افراد بیمار با دقت بیش از 85 درصد با استفاده از الگوریتم ماشین‌های بردار پشتیبان از هم جدا می‌شوند. در نهایت تاثیر افزایش سن بر ویژگی‌های برتر بررسی شد که نشان دهنده همبستگی کمتر از 5 درصد در بهترین حالت بین ویژگی‌ها و سن افراد است.

Mechanical pulse signal analysis in order to feature extraction to use in the diagnosis of CAD

Mohammad Sajjad Sokout, Borhan Beigzadeh*

School of Mechanical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran
 * P.O.B. 16765-163, Tehran, Iran, b_beigzadeh@iust.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
 Received 02 September 2017
 Accepted 07 December 2017
 Available Online 29 December 2017

Keywords:

Pulse Signal
 Blood Pressure Pulse
 Disease Diagnosis
 Coronary Arteries
 Feature Extraction

ABSTRACT

Nowadays, diagnosis of diseases with high precision, high speed, low-cost and non-invasive approaches has become a necessity. In this regard, taking pulse signal is very easy and inexpensive, which due to the availability and feasibility of the process, can be very useful in the rapid diagnosis heart disease. If we can use the appropriate signal processing and intelligent methods in such a way that its accuracy and total cost equal those of other corresponding methods, we can say that we have reached a valuable achievement; in the current study we pursue the same purpose. In the first step, pressure pulse signals of 45 Coronary Arterial Disease (CAD) patients and 45 healthy persons are acquired from the left fingers using Task Force Monitor (TFM). Then the signals are filtered by wavelet transform (db6) and the wrong items are discarded. Then, the features corresponding to the CAD and healthy states are extracted which based on Time Domain Analysis. By choosing the best features, the data of healthy people and patients (CAD) are classified with Support Vector Machine (SVM) classifier by the accuracy rate of more than 85%. Finally, the effect of age on the best feature was investigated. A correlation of less than 5% between the best feature and age was obtained.

1- مقدمه

نبض) قابل تشخیص است. اگر این ادعا صحیح باشد، دروازه‌ای نوین در فرایند تشخیص بیماری گشوده شده است که دارای مزایای زیادی از جمله غیرتهاجمی، ساده، سریع، دارای هزینه کم و از همه مهم‌تر با دقت بسیار بالا است. همچنین تنوع بیماری‌های قابل تشخیص از سیگنال نبض می‌تواند بسیار بیشتر از تشخیص بیماری از طریق سیگنال الکتریکی قلب (الکتروکاردیوگرام) باشد که در این حوزه پژوهش‌های زیادی انجام شده است. اسماعیل‌پور و همکاران به دسته‌بندی سیگنال الکتروکاردیوگرام ناشی از اختلالات ماهیچه‌ای قلب با استفاده از توابع موجک پرداخته‌اند [20]. سلیمانی و همکاران با استفاده از سیگنال تغییرات ضربان قلب موفق شدند آریتمی‌های

فرایندهای مختلف تشخیص بیماری از گذشته‌های دور در بین طبیبان دوران باستان از جمله طب سنتی چین، هند و ایران رواج داشت [1] که یکی از مهم‌ترین روش‌های تشخیص، گرفتن نبض بیمار توسط طبیب در نقاط مختلف بدن از جمله مچ دست راست و چپ، گردن و زیر شکم بوده است که هر کدام از این قسمت‌ها نشانه‌های بیماری‌های خاصی را در اختیار طبیب قرار می‌دادند. ادعایی که از دیرباز بر آن پافشاری شده و در سال‌های اخیر نیز مورد توجه پزشکان و البته مهندسان قرار گرفته است، این است که اطلاعات حیاتی و بسیار ارزشمند از وضعیت ارگان‌های بدن در پالس فشاری خون

Please cite this article using:

M. S. Sokout, B. Beigzadeh, Mechanical pulse signal analysis in order to feature extraction to use in the diagnosis of CAD, Modares Mechanical Engineering, Vol. 18, No. 01, pp. 62-68, 2018 (in Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

با توجه به نوع بیماری مورد بررسی، مطالعات پیشین قابل دسته‌بندی هستند از جمله بررسی بیماری‌ها به روش‌های سنتی چینی [11,10,3,2] و بیماری‌های مدرن در علم پزشکی امروز [15-12,7,6,4] که بیشتر بر روی بیماری‌های قلبی-عروقی و یا بیماری‌هایی که بر عروق تاثیر گذارند مثل دیابت تمرکز دارد.

در مطالعه‌ی پیش رو، بعد از پیش پردازش سیگنال با استفاده از تبدیل موجک، استخراج ویژگی در حوزه زمان و دسته‌بندی با روش ماشین‌های بردار پشتیبان برای تشخیص بیماری عروق کرونری صورت می‌گیرد. همچنین تاثیر سن افراد بر بهترین ویژگی‌های جدا کننده دسته‌ها بررسی می‌شود.

2- ماشین‌های بردار پشتیبان

الگوریتم ماشین‌های بردار پشتیبان یک الگوریتم یادگیری ماشین نظارت شده است که بسیار دقیق و نیرومند است. این الگوریتم می‌تواند برای طبقه‌بندی داده‌ها به صورت خطی و غیرخطی استفاده شود. چنانچه بخواهیم به طور خلاصه بیان کنیم به عنوان مثال همان‌طور که در "شکل 1" نمایش داده شده است، برای دو کلاس، این الگوریتم به دنبال یک خط می‌گردد تا بتواند دو کلاس مربوطه را از هم جدا کند به طوری که فاصله‌ی عمودی خط تا نزدیک‌ترین اعضای دو کلاس بیشینه باشد به بردارهایی که از نزدیک‌ترین اعضای دو کلاس به خط جداکننده، به صورت عمودی رسم می‌شود، بردارهای پشتیبان گفته می‌شود [16].

دقت دسته‌بندی براساس آموزش و تست انجام می‌شود. به این روش که ابتدا به ماشین، 70 درصد داده‌ها به صورت برچسب‌گذاری شده به عنوان آموزش داده می‌شود. و ماشین الگوریتم جداسازی آن‌ها را یاد می‌گیرد. سپس 30 درصد داده‌ها به او به عنوان تست و بدون برچسب داده می‌شود. سپس دقت برچسب‌گذاری ماشین برای داده‌ها به عنوان درصد دقت دستگاه ارائه می‌شود. معادله ابر صفحه به صورت زیر بیان می‌شود:

$$w^T x_i + b = y_i \quad (1)$$

که در آن بردارهای ویژگی، y_i کلاس‌ها، b مقدار ثابت عرض از مبدا و w^T بردار ضرایب ویژگی‌های ابر صفحه است. مقدار w^T براساس الگوریتم‌های بهینه‌سازی تعیین می‌شود که در این جا هدف، حداکثر کردن فاصله بین نزدیک‌ترین داده‌ها به ابر صفحه است. به بردار متصل‌کننده نزدیک‌ترین داده‌ها به ابر صفحه، بردارهای پشتیبان گفته می‌شود. اگر سه ویژگی برای کلاس‌ها مطرح باشد، تابع جداکننده از خط به صفحه تغییر می‌کند و اگر بیشتر از سه ویژگی باشد، این الگوریتم با کمک یک تابع غیرخطی، فضای کلاس‌ها را به یک بُعد بالاتر تبدیل می‌کند و سپس در این بُعد جدید به دنبال ابرصفحه‌ای است که اعضای یک کلاس را از کلاس‌ها دیگر جدا کند.

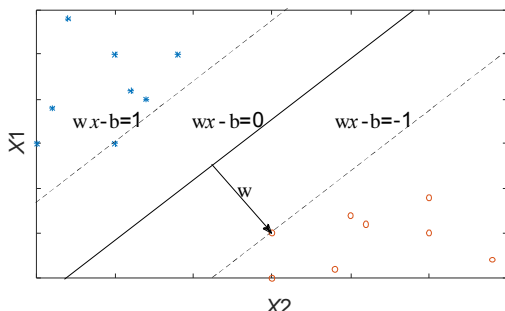


Fig. 1 support vector machine algorithm

شکل 1 الگوریتم ماشین‌های بردار پشتیبان

ضربان قلب را با استفاده از ویژگی‌های زمانی و فرکانسی با دقت حدود 97 درصد تشخیص دهند [21]. اما بیماری‌های مورد بررسی در این حوزه بسیار محدود بود و در همان حد اختلال در سیگنال‌های الکتریکی قلب باقی ماند. در سال‌های اخیر پژوهشگران مختلفی با توجه به زمینه فعالیتشان به بررسی این ادعا پرداخته‌اند که آیا می‌توان از سیگنال مکانیکی نبض برای تشخیص بیماری استفاده نمود؟ البته برخی از محققان در این زمینه، مانند متخصصان مهندسی پزشکی و پردازش سیگنال به نتایج ارزشمندی نیز رسیده‌اند.

با توجه به نوع ویژگی‌های استخراج شده و بیماری‌های بررسی شده، می‌توان کارها را در زمینه‌های مختلف دسته‌بندی نمود. از جمله می‌توان به استخراج ویژگی در حوزه زمان که مهم‌ترین و پرکاربردترین حوزه برای استخراج ویژگی است اشاره کرد که بر پایه‌ی قله‌ها و قعرها، شیب قسمت‌های مختلف، نقاط عطف نمودار و دوره زمانی پالس‌ها شکل گرفته است [3,2]. این حوزه به دلیل ماهیت سیالاتی سیگنال نبض و وجود ارتباطات منطقی بین پدیده‌های قلبی-عروقی و شکل نبض دارای دقت بالایی برای جداسازی دسته‌های مختلف است. حوزه مورد توجه دیگر برای استخراج ویژگی، حوزه فرکانس است [7-4]. در این بخش با استفاده از تبدیل‌های مربوطه از جمله تبدیل فوریه، طیف فرکانس‌های موجود در سیگنال بررسی و تفسیر می‌شود. ویژگی‌های استخراج شده در این زمینه بر پایه‌ی شکل ظاهری طیف، مثل قله‌های موجود در طیف فرکانسی و همین‌طور محاسبه‌ی انرژی سیگنال در باندهای مختلف فرکانسی موجود در سیگنال شناخته می‌شود. حوزه فرکانس با اینکه در زمینه‌های دیگر بسیار موفق است اما در این زمینه به دلیل باند فرکانسی بسیار محدود نبض و شباهت بسیار این طیف در افراد مختلف، در زمینه استخراج ویژگی از سیگنال نبض موفقیت چندانی نداشته است. یکی از مهم‌ترین و دقیق‌ترین حوزه‌های استخراج ویژگی، حوزه زمان-فرکانس است [14,13,8]. با استفاده از تبدیل‌هایی مثل موجک، گابور و توابع مود ذاتی، سیگنال با رزولوشن‌های دلخواه زمانی-فرکانسی، بنابر نوع مطالعه تقسیم‌بندی می‌شود. تبدیل موجک یکی از پرکاربردترین روش‌های تبدیل زمان-فرکانس است. در این تبدیل سیگنال به مجموعه توابع با بازه زمانی و فرکانس محدود شکسته می‌شود و ضرایب این توابع به عنوان پایه‌های انتخاب ویژگی در نظر گرفته می‌شود. توابع مود ذاتی شباهت زیادی به موجک دارد با این تفاوت که بازه‌ی زمانی این توابع به اندازه سیگنال است. تبدیل گابور نیز یک نوع موجک به نام مورلت است. تابع مورلت به خاطر ماهیت گوسی، فیلتر میانگذر بسیار خوبی است و ویژگی‌های آن بر مبنای پارامترهای تابع گوسی و ویژگی‌های آماری انتخاب می‌شود. استخراج ویژگی در حوزه زمان-فرکانس به دلیل داشتن خواص زمانی و فرکانسی سیگنال می‌تواند دقت بالایی داشته باشد اما به دلیل محدود بودن توابع پایه و هزینه محاسباتی زیاد احتمالاً نمی‌تواند روشی بهینه در زمینه استخراج ویژگی باشد. روش دیگر استخراج ویژگی در حوزه زمان، استخراج ویژگی به کمک برازش منحنی سیگنال نبض است [11-9]. در این روش یک تابع شناخته شده که شبیه سیگنال نبض است به سیگنال نبض برازش می‌شود. پارامترهای سیگنال شناخته شده به عنوان ویژگی در نظر گرفته می‌شود. از جمله توابع برازش شده روی سیگنال می‌توان به منحنی توزیع گوسی اشاره کرد. در نهایت می‌توان به روش تحلیل اجزای مستقل برای استخراج ویژگی اشاره کرد که هر کدام از نمونه‌های سیگنال را به عنوان ویژگی در نظر گرفته و این بردارهای ویژگی را طوری در فضای n -بعدی نگاشت می‌کند که بیشترین جداسازی کلاس‌ها حاصل شود [14]؛ این روش با توجه به عدم نظر گرفتن مفاهیم مکانیکی درون سیگنال دقتی بهتر از 70 درصد نداشته است.

3- شرح مسئله

جریان خون در بدن وظیفه رساندن مواد ضروری از قلب به ارگان‌های بدن و گرفتن مواد زائد از آن‌ها را دارد و در تحقق این هدف به جز ماهیچه‌های قلب، ماهیچه شریان‌های بزرگ، ماهیچه شریان‌های ماهیچه‌ای و آتریول‌ها نیز نقش بسزایی دارند. کنش و واکنش‌های این ماهیچه‌ها در واقع نشان از نوع عملکرد ارگان‌های مختلف را نشان می‌دهد و در واقع همین تاثیرات منجر به ساخت نبض می‌شود. در نتیجه سیگنال مکانیکی نبض دارای اطلاعات حیاتی بدن است و باید این اطلاعات را از آن استخراج کرد. در بسیاری از مطالعه‌های انجام شده در زمینه تشخیص بیماری از طریق نبض، مطالعه‌ی مکانیکی و پزشکی نوین در روند استخراج ویژگی مورد توجه قرار نگرفته است. در حالی که استخراج ویژگی از طریق بررسی مکانیزم تولید نبض و عامل موثر بر تولید آن می‌تواند نتایج دقیق‌تر و مورد اعتمادتری را ارائه دهد. در مرحله بعد هوشمندسازی این مکانیزم دسته‌بندی می‌تواند تاثیر بسزایی بر کاهش زمان و هزینه فرآیند تشخیص بیماری داشته باشد. یکی از اشکالات این روش، در نظر نگرفتن علائم بیماری مورد مطالعه است. از جمله دمای بدن، ریتم تنفس، سطح هوشیاری و عواملی که بسته به نوع بیماری در کلاس مورد مطالعه، به عنوان ویژگی قابل استخراج است. به هر صورت این روش برای بیماری‌های قلبی و عروقی که اکثر شاخصه‌های آن در نبض موجود است دقت بسیار بالایی در تشخیص بیماری دارد.

در مطالعه حاضر سعی شده است با استفاده از ویژگی‌های موجود در حوزه زمان و کاهش ویژگی‌ها به کمک تابع هزینه مناسب و دسته‌بندی با استفاده از روش ماشین‌های بردار پشتیبان افراد دارای بیماری عروق کرونر از گروه سالم جدا شود.

4- روش حل

روش انجام این مطالعه به 5 مرحله‌ی داده‌برداری، پیش پردازش، استخراج ویژگی، انتخاب ویژگی و دسته‌بندی کلاس‌ها تقسیم می‌شود که در ادامه ارائه خواهد شد.

4-1- داده‌برداری

جمع‌آوری سیگنال‌های نبض انگشت حلقه دست چپ از طریق دستگاه تی اف ام [18,17] واقع در بخش الکتروفیزیولوژی مرکز آموزشی درمانی شهید رجایی انجام شد. روش تحقیق در جمع‌آوری به صورت مورد-شاهد انجام است. به این صورت که مورد انتخابی بیماران مبتلا به سی ای دی و شاهد، افراد سالم بودند. مواردی مثل سن، جنس، الگوی شکل نبض و عدم وجود بیماری‌های قلبی و عروقی دیگر در بیماران مورد توجه قرار گرفت. در این تحقیق موارد اشاره شده در جدول 1 برای هر بیمار رعایت شد تا عوامل بیرونی روی سیگنال نبض موثر نباشد و نبض همه‌ی افراد با توجه به جدول 1، یکسان و مورد تایید پزشک معالج ثبت شود.

در این مطالعه داده‌های 34 فرد در دو گروه ذکر شده با بازه سنی 20 تا 80 ثبت گردید و پرونده پزشکی آن‌ها نیز دریافت شد.

4-2- پیش‌پردازش داده‌ها

با توجه به وجود فیلتر آنالوگ در خود دستگاه نیازی به استفاده از فیلتر پایین‌گذر وجود ندارد ولی همان‌طور که در "شکل 2" مشاهده می‌شود، اثرات تنفس، حرکت دست و همین‌طور سرفه کردن در سیگنال مشاهده می‌شود که با استفاده از تبدیل ویولت گسسته‌ی مایر [19]، سیگنال‌ها تا 6 مرحله تجزیه

جدول 1 شرایط داده‌برداری

Table 2 data acquisition conditions

عنوان	شرایط
1	داشتن دستور کتبی از پزشک معالج
2	ناشتا بودن حداقل برای چهار ساعت
3	انجام آزمایش در ساعات اولیه صبح
4	بعد از 15 الی 20 دقیقه آرامش بر روی تخت مخصوص عملیات ثبت انجام می‌شود.

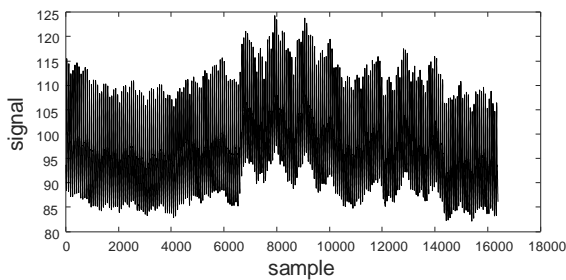


Fig. 2 pulse signal before filtering

شکل 2 سیگنال نبض قبل از فیلتر

شده، سپس با گذراندن قسمت تقریب سیگنال از یک فیلتر بالا گذر، عبور داده شد و مجدداً توابع ویولت بازسازی شده و نهایتاً تاثیرات موسوم به بخش انحراف ثابت سیگنال، همان‌طور که در "شکل 3" نمایش داده شده است، حذف شد. و در ادامه یک سیگنال در پایدارترین بخش سیگنال انتخاب شد. قسمت پایدار با در نظر گرفتن کمترین انحراف معیار در میانگین 20 سیگنال متوالی انتخاب شد.

نبض خون در نقاط مختلف و در افراد مختلف دارای الگوهای متفاوتی است که ناشی از بیماری خاص، عوامل موروثی، سن و جنسیت است. بنابراین نبض‌هایی انتخاب شد تا الگوی نبض یکسان داشته باشد. تا این عوامل بر روی ویژگی‌ها تاثیرگذار نباشد.

4-3- استخراج ویژگی

بیماری سفت‌شدن عروق کرونر و بالا رفتن مدول الاستیسیته‌ی دیواره رگ‌ها بر روی کل عروق بدن منتشر می‌شود. برای بهتر فهمیدن این پدیده بر روی شکل موج مثال زیر مطرح می‌شود.

زمانی که یک توپ فوتبال به یک دیوار از جنس ابر برخورد می‌کند با انرژی کمتری نسبت به دیوار بتنی برمی‌گردد یعنی هر چه مدول الاستیسیته دیواره بیشتر باشد انرژی کمتری دمپ شده و توپ با انرژی بیشتری برمی‌گردد.

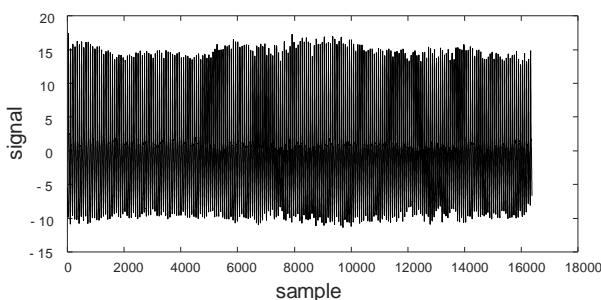


Fig. 3 pulse signal after filtering

شکل 3 سیگنال نبض بعد از فیلتر

جدول 2 مقادیر تابع هزینه

ردیف	ویژگی	توضیحات	مقدار تابع وزن
1	p_1/p_2	نسبت فشار قله موج اول به فشار قعر موج اول	0.995
2	p_1/n_2	نسبت فشار قله موج اول به فشار قعر موج دوم	1.029
3	n_1/n_2	نسبت فشار قعر موج اول به فشار قعر موج دوم	1.056
4	p_2/n_1	نسبت فشار قله موج دوم به فشار قعر موج اول	1.104
5	p_1/n_1	نسبت فشار قله موج اول به فشار قله موج اول	1.107
6	T	دوره زمانی	1.109

دسته‌بندی داده‌ها به کمک روش ماشین‌های بردار پشتیبان با استفاده از 5 ویژگی برتر با توجه به الگوریتم انتخاب ویژگی مورد استفاده قرار گرفت. داده‌ها به صورت دو به دو دسته‌بندی شد و در "شکل‌های 5 الی 9" نمایش داده شده است.

5- نتایج

نتایج ارائه شده در این تحقیق به دو قسمت تقسیم شده است. ابتدا به مقایسه ویژگی‌های انتخاب شده در دو کلاس مورد مطالعه پرداخته می‌شود و در ادامه، تاثیر سن افراد در جداسازی داده‌ها بررسی می‌شود.

5-1- مقایسه ویژگی‌ها

در این مطالعه از 34 مورد از جنس مذکر در بازه سنی 20 سال تا 80 سال که در دو گروه 17 نفره سالم و بیمار دسته‌بندی شده‌اند استفاده شد. دسته‌بندی کلاس سالم و سی ای دی با استفاده از روش ماشین‌های بردار پشتیبان صورت گرفت. در ادامه ویژگی‌های انتخاب شده به صورت دو به دو نمایش داده شده و بررسی می‌شوند.

در "شکل 5"، مقایسه ویژگی‌های 3 و 5 نشان داده شده است. همان‌طور که در این شکل مشاهده می‌شود، نسبت دو قله رفت و برگشت با قعر رفت و برگشت برای جداسازی داده‌ها در مقایسه با هم قرار گرفته‌اند. زمانی که خون به دیواره‌ی رگ بیمار برخورد می‌کند، به دلیل بالا رفتن سختی دیواره رگ، موج برگشت بیمار قوی‌تر از موج برگشت در حالت رگ سالم است. پس این دو ویژگی که این دو موج را با هم مقایسه می‌کنند، ویژگی‌های خوبی برای جداسازی افراد بیمار و سالم است. دقت جداسازی بین این دو ویژگی 85.3 درصد است.

"شکل 6" مربوط به مقایسه دو ویژگی 2 و 5 است و همان‌طور که مشاهده می‌شود نسبت دو قله رفت و برگشت با قعر برگشت و قله رفت برای

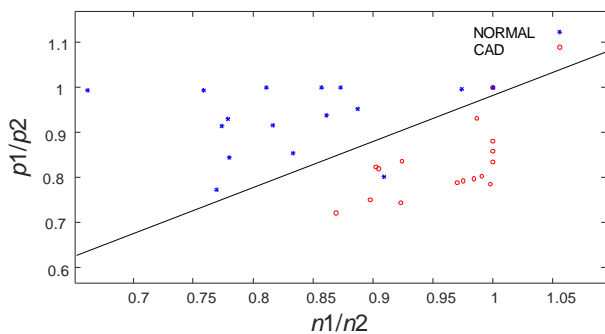


Fig. 5 comparison features 5 and 3

شکل 5 مقایسه ویژگی‌های 5 و 3

بنابراین می‌توان موج برگشتی سیگنال نبض را در بیماران مورد مطالعه، قوی‌تر از افراد سالم دانست بنابراین نسبت فشار و اختلاف فشار بین دو قله موجود در نبض که یکی موج رفت و موج برگشت است به‌عنوان ویژگی در نظر گرفته می‌شود. بنابراین در این تحقیق نیز این نقاط مورد بررسی قرار گرفت (شکل 4). نسبت، اختلاف و فاصله زمانی دو به دو و نرمال شده‌ی فشار 4 اکستریم در یک سیکل به‌عنوان ویژگی در نظر گرفته شد. حتی ترکیب خطی این ویژگی‌ها نیز به عنوان ویژگی‌های دیگر مورد بررسی قرار گرفت که در مجموع 24 ویژگی مشخص شد. سپس هر کدام از این‌ها برای هر فرد به صورت میانگین داده‌های 3 سیکل ذخیره شد و بین گروه‌ها مورد بررسی قرار گرفت.

4-4- انتخاب ویژگی‌ها

الگوریتم کاهش ویژگی براساس یک تابع هزینه انتخاب شد. ویژگی مطلوب آن است که برای یک دسته، دارای پراکندگی کم و میانگین دسته‌ها پراکندگی بالایی داشته باشد. این نوع ویژگی‌ها شاخص‌های مناسبی برای عملیات دسته‌بندی هستند. بنابراین ویژگی‌هایی انتخاب می‌شود که این دو شرط را ارضا کنند.

برای این کار یک بردار که شامل یک ویژگی خاص برای دو دسته است، در نظر گرفته می‌شود. تابع هزینه، برای دو کلاس مورد بررسی به‌صورت زیر تعریف می‌شود:

$$d = \sum_{i=1}^2 \left(\sum_{j=1}^{n_i} \alpha (x_j - \bar{x}_i)^2 \right) - \beta (\bar{x}_1 - \bar{x}_2)^2 \quad (2)$$

که در آن \bar{x}_1 و \bar{x}_2 میانگین دو دسته، x_j مقادیر ویژگی، n_i تعداد اعضای هر دسته و α و β دو ثابت دلخواه وزنی و مثبت است. ترم اول نشان‌دهنده میزان پراکندگی داده‌های درون دسته‌ها و ترم دوم نشان‌دهنده فاصله بین میانگین‌های هر دسته است. بنابراین مقدار d هرچه کمتر شود، دو شرط گفته‌شده بهتر ارضا می‌شود.

این تابع بر روی ویژگی‌ها اعمال شد و بهترین ویژگی‌ها انتخاب شدند که در جدول 2 کمترین مقادیر تابع هزینه نمایش داده شده است.

4-5- عملیات دسته‌بندی

الگوریتم دسته‌بندی ماشین‌های بردار پشتیبان یکی از قدرتمندترین روش‌های دسته‌بندی است که امروزه مورد استفاده قرار می‌گیرد.

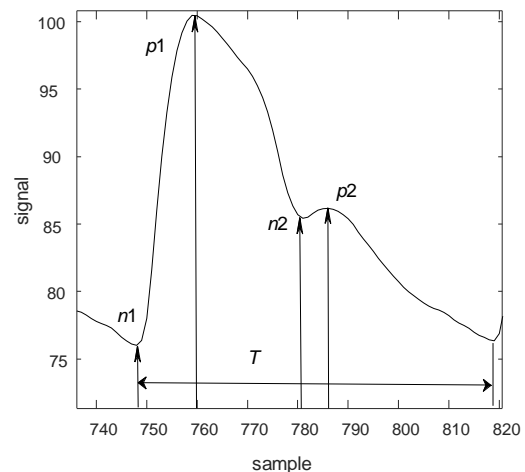


Fig.4 pulse signal

شکل 4 سیگنال نبض

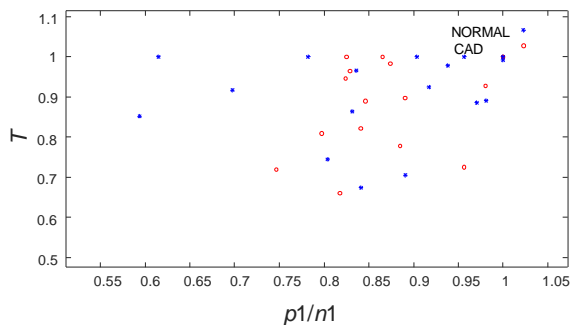


Fig. 9 comparison features 6 and 1

شکل 9 مقایسه ویژگی‌ها 6 و 1

در سیگنال نبض به وجود می‌آید [7]. بنا بر این در این بخش تاثیر سن افراد بر ویژگی‌های برتر نشان داده می‌شود. بازه سنی افراد از 7 سال تا 57 سال و از جنس مذکر و سالم در نظر گرفته شده است.

در "شکل 10" اثر سن بر نسبت قله رفت و قعر برگشت و همین‌طور بهترین خطی که می‌توان از این داده‌ها گذراند، نمایش داده شده است. ضریب همبستگی داده‌ها 7 درصد است که نشان از غیروابسته بودن سن بر ویژگی دارد. "شکل 11" نیز اثر سن بر نسبت قله رفت و قعر رفت و همین‌طور بهترین خطی که می‌توان از این داده‌ها گذراند را نشان می‌دهد. ضریب همبستگی داده‌ها 10.5- درصد است که نشان از غیر وابسته بودن سن بر این ویژگی دارد. به علاوه، در شکل 12 اثر سن بر نسبت قله رفت و قعر رفت و همین‌طور بهترین خطی که می‌توان از این داده‌ها گذراند، نمایش داده شده است ضریب همبستگی داده‌ها 23.4 درصد است که نشان از وابستگی بسیار ناچیز سن بر این ویژگی دارد.

اثر سن بر نسبت قله رفت و قعر رفت و همین‌طور بهترین خطی که می‌توان از این داده‌ها گذراند، در "شکل 13" نمایش داده شده است. می‌توان مشاهده نمود که ضریب داده‌ها 3.6- درصد است که نشان از غیروابسته بودن سن بر این ویژگی دارد. به همین ترتیب، در "شکل 14" اثر سن بر نسبت قله رفت و قعر رفت و همین‌طور بهترین خطی که می‌توان از این داده‌ها گذراند، نمایش داده شده است ضریب همبستگی داده‌ها 10 درصد است که نشان از وابستگی بسیار ناچیز سن بر این ویژگی دارد.

6- بحث در نتایج

استفاده از سیگنال مکانیکی نبض برای تشخیص بیماری روشی است که از دیرباز در طب سنتی چین، هند و ایران استفاده شده است. این روش می‌تواند روش بسیار خوبی برای تشخیص بیماری باشد زیرا رفتار اعضای مختلف بدن بر روی نبض موثر است. در بیماری عروق کرونر سختی تمام رگ‌های بدن بالا رفته و می‌توان این ویژگی را در سیگنال نبض دنبال کرد. همان‌طور که بیان شد بهترین ویژگی‌ها دقیقاً مربوط به قله‌های موج رفت و برگشت سیگنال نبض است و در افراد دارای بیماری موج رفت به موج برگشت کوچکتر در نتیجه موج برگشت قوی‌تر است. این ویژگی‌ها با سن افراد که دیگر پارامتر دخیل در این آزمایش بود وابستگی ناچیزی دارند در نتیجه تنها فاکتور متفاوت در افراد حضور و یا عدم حضور بیماری در افراد است. ویژگی‌های انتخاب شده نسبت به هم رسم شد. دو ویژگی دوره تناوب و نسبت فشار قله رفت و قعر رفت عملاً جداناپذیرند و در واقع در بین پنج ویژگی انتخابی رتبه چهارم و پنجم بودند. سه ویژگی باقی مانده به خوبی باعث جدایی دو کلاس از هم شدند و موفق شدند دو دسته مورد مطالعه را با دقت 85.3 درصد جدا

جداسازی داده‌ها در مقایسه با هم قرار گرفته‌اند. دقت این جداسازی 85.3 درصد می‌باشد. "شکل 7" نیز مقایسه‌ای برای دو ویژگی 1 و 5 است و همان‌طور که مشاهده می‌شود نسبت دو قله رفت و برگشت با قعر رفت و قله رفت برای جداسازی داده‌ها در مقایسه با هم قرار گرفته‌اند. دقت این جداسازی 85.3 درصد می‌باشد.

همان‌طور که در "شکل 8" مشاهده می‌شود نسبت دو قله رفت و برگشت با دوره زمانی برای جداسازی داده‌ها در مقایسه با هم قرار گرفته‌اند. این بیماری تاثیر زیادی بر دوره زمانی ندارد و کلاس‌ها از این نظر قابل تفکیک نیستند.

همان‌طور که در "شکل 9" مشاهده می‌شود نسبت دو قله رفت و قعر رفت با دوره زمانی برای جداسازی داده‌ها در مقایسه با هم قرار گرفته‌اند. در این حالت، دیگر کلاس‌ها قابل تفکیک نیستند. همان‌طور که در جدول 2 نیز اشاره شد، این دو ویژگی بدترین ویژگی‌ها برای جداسازی کلاس‌ها هستند.

5-2- تاثیر سن بر ویژگی‌های برتر

یکی از عوامل موثر بر فشار خون که در مطالعات به آن پرداخته شده است سن افراد است. زیرا با افزایش سن تغییراتی در فرکانس‌های موجود

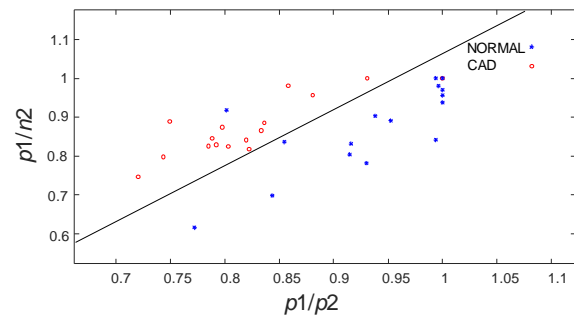


Fig. 6 comparison features 5 and 2

شکل 6 مقایسه ویژگی‌های 5 و 2

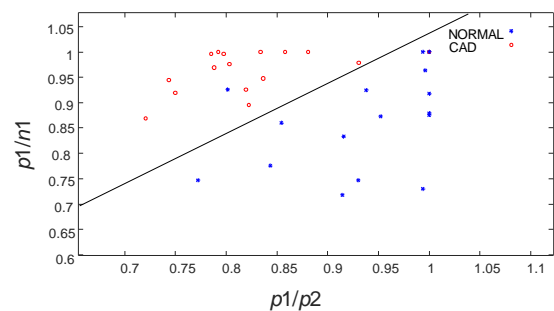


Fig. 7 comparison features 5 and 1

شکل 7 مقایسه ویژگی‌های 5 و 1

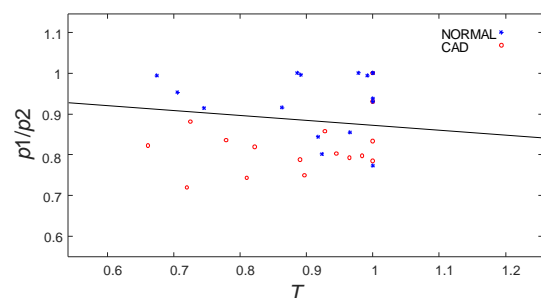


Fig. 8 comparison features 5 and 6

شکل 8 مقایسه ویژگی‌های 5 و 6

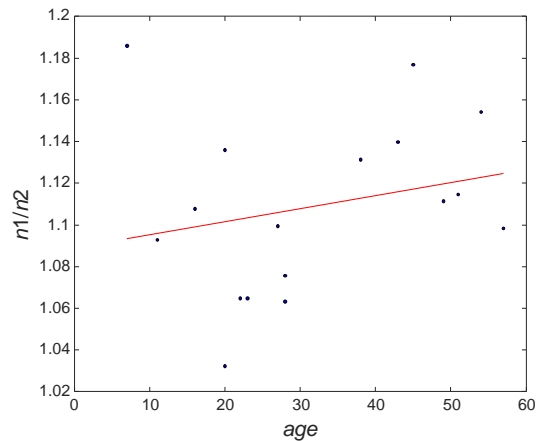


Fig. 12 The effect of age on the third feature

شکل 12 اثر سن بر ویژگی سوم

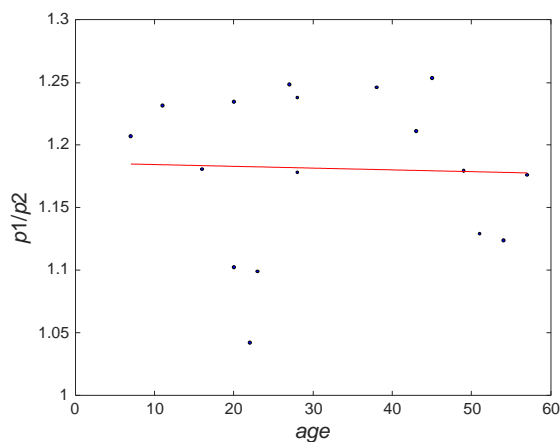


Fig. 13 The effect of age on the fourth feature

شکل 13 اثر سن بر ویژگی چهارم

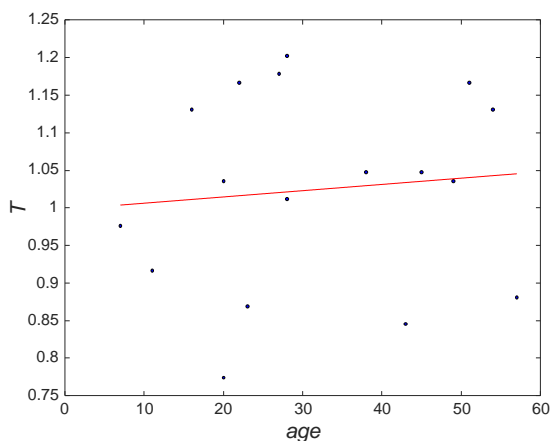


Fig. 14 The effect of age on the fifth feature

شکل 14 اثر سن بر ویژگی چهارم

8- مراجع

- [1] H. Rezvani, *An Overall Review on Traditional Chinese Medicine and Acupuncture*, pp. 30-40, Tehran: Almoalla, 2015. (In Persian فارسی)
- [2] L. Xu, M. Q.-H. Meng, K. Wang, W. Lu, N. Li, Pulse images recognition using fuzzy neural network, *Expert Systems with Applications*, Vol. 36, No. 2, pp. 3805-3811, 2009.
- [3] J. Zhang, R. Wang, S. Lu, J. Gong, Z. Zhao, H. Chen, L. Cui, N. Wang, Y.

کنند. بنابراین به نظر می‌رسد مطالعه بیشتر در مورد 3 ویژگی برتر و فیزیک مربوط به آن‌ها می‌تواند منجر به شناخت بیشتر تاثیر بیماری سی ای دی بر عروق بیمار و شناخت ویژگی‌هایی بهتر برای افتراق کامل داده‌ها از هم باشد.

7- جمع‌بندی

دسته‌بندی هوشمند بیماری عروق کرونر به‌عنوان نمونه‌ای از کاربرد طبقه‌بندی در تشخیص بیماری‌ها با استفاده از سیگنال نبض است که در گذشته بسیار مورد توجه طب بوده است و هدف اصلی این مطالعه نشان دادن وجود ویژگی‌ها و اطلاعات فیزیولوژیکی انسان در پالس نبض است. در این مطالعه بعد از جمع‌آوری داده‌های نبض با استفاده از دستگاه تی اف ام واقع در بخش الکتروفیزیولوژی بیمارستان شهید رجایی و پیش پردازش آن‌ها، قله و قعر موج‌های رفت و برگشت به‌عنوان 4 نقطه کلیدی از یک سیکل نبض مورد توجه قرار گرفت و ویژگی‌های استخراج شده از آن‌ها با استفاده از الگوریتم ویژگی‌های کم‌اهمیت‌تر کاهش یافت و 5 ویژگی به‌صورت هوشمند انتخاب شد. ویژگی‌های انتخاب شده از جنس نسبت فشار 4 نقطه مذکور دریافت شدند و نمودار هر کدام به‌صورت دو به دو ترسیم شد و به دقت دسته بندی 85.3 درصد نائل شد. در نهایت ارتباط ویژگی‌های برتر با سن افراد مورد بررسی قرار گرفت که با توجه به مقدار زیر 10 درصد ضریب همبستگی عدم ارتباط این ویژگی‌ها با سن افراد نمایش داده شد.

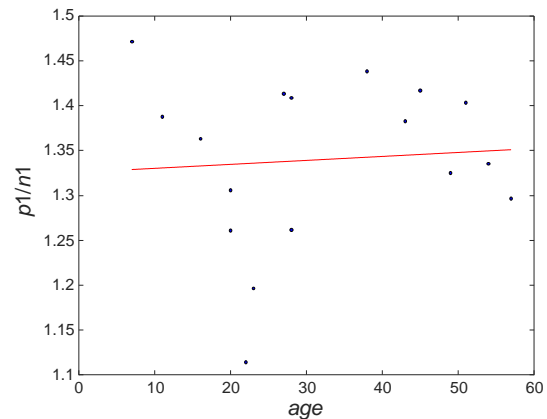


Fig. 10 The effect of age on the first feature

شکل 10 اثر سن بر ویژگی اول

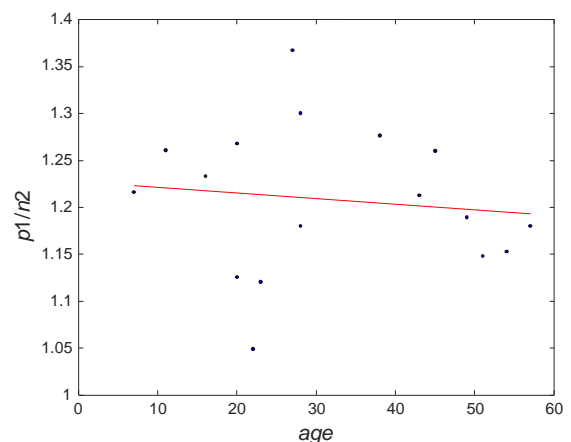


Fig. 11 The effect of age on the second feature

شکل 11 اثر سن بر ویژگی دوم

- and recognition of traditional Chinese medicine pulse based on the hilbert-huang transform and random forest in patients with coronary heart disease, *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine*, Vol. 2015, No. 1, pp. 1-8, 2015.
- [14] L. Zhang, W. Yang, D. Zhang, Wrist-pulse signal diagnosis using ICpulse, *Bioinformatics and Biomedical Engineering, 2009. ICBBE 2009. 3rd International Conference on*, New Jersey: IEEE, pp. 1-4, 2009.
- [15] D. Rangaprakash, D. N. Dutt, Study of wrist pulse signals using time domain spatial features, *Computers & Electrical Engineering*, Vol. 45, No. 1, pp. 100-107, 2015.
- [16] D. Meyer, F. Leisch, K. Hornik, The support vector machine under test, *Neurocomputing*, Vol. 55, No. 1, pp. 169-186, 2003.
- [17] J. Fortin, G. Haïtchi, A. Bojic, W. Habenbacher, R. Grullenberger, A. Heller, R. Pacher, P. Wach, F. Skrabal, Validation and verification of the Task Force Monitor, *Results of Clinical Studies for FDA*, Vol. 510, No. 1, pp. 1-7, 2001.
- [18] J. Fortin, T. Klinger, C. Wagner, H. Sterner, C. Madritsch, R. Grullenberger, A. Hacker, W. Habenbacher, F. Skrabal, The Task Force Monitor—a non-invasive beat-to-beat monitor for hemodynamic and autonomic function of the human body, *Proceedings of the 20th annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, New Jersey: IEEE, pp. 1-8, 1998.
- [19] K. Wang, L. Xu, L. Wang, Z. Li, Y. Li, Pulse baseline wander removal using wavelet approximation, in *Computers in Cardiology*, New Jersey: IEEE, pp. 605-608, 2003.
- [20] J. Esmailpour, S. Mirzakoochaki, Classification of cardiac arrhythmias by learning vector quantizer network and based on the extracted features from the wavelet transformation, *Iranian Journal of Biomedical Engineering*, Vol. 1, No. 3, pp. 167-176, 2007. (in Persian فارسی)
- [21] R. Soleymani, M. Rouhani, Heart arrhythmia diagnosis by neural networks using chaotic features of HRV signal and generalized discriminant analysis, *Iranian Journal of Biomedical Engineering*, Vol. 5, No. 1, pp. 89-104, 2011. (in Persian فارسی)
- Yu, EasiCPRS: design and implementation of a portable Chinese pulse-wave retrieval system, *Proceedings of the 9th ACM Conference on Embedded Networked Sensor Systems*, New York: ACM, pp. 149-161, 2011.
- [4] L. Xu, M. Q.-H. Meng, X. Qi, K. Wang, Morphology variability analysis of wrist pulse waveform for assessment of arteriosclerosis status, *Journal of Medical Systems*, Vol. 34, No. 3, pp. 331-339, 2010.
- [5] Q. Y. Wu, Z. C. Ma, Y. N. Sun, Noninvasive power spectrum analysis of radial pressure waveform for assessment of vascular system, *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, Vol. 12, No. 01, pp. 125-138, 2012.
- [6] C. M. Huang, C. C. Wei, Y. T. Liao, H. C. Chang, S. T. Kao, T. C. Li, Developing the effective method of spectral harmonic energy ratio to analyze the arterial pulse spectrum, *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine*, Vol. 2011, No. 1, pp. 1-9, 2011.
- [7] Q. Wu, Power spectral analysis of wrist pulse signal in evaluating adult age, *Intelligence Information Processing and Trusted Computing (IPTC), 2010 International Symposium on*, New Jersey: IEEE, pp. 48-50, 2010.
- [8] N. Garg, N. Babbar, Feature extraction of wrist pulse signals using gabor spectrogram, *Indian Journal of Science and Technology*, Vol. 9, No. 47, pp. 1-8, 2016.
- [9] Y. Chen, L. Zhang, D. Zhang, D. Zhang, Computerized wrist pulse signal diagnosis using modified auto-regressive models, *Journal of Medical Systems*, Vol. 35, No. 3, pp. 321-328, 2011.
- [10] J. J. Shu, Y. Sun, Developing classification indices for Chinese pulse diagnosis, *Complementary Therapies in Medicine*, Vol. 15, No. 3, pp. 190-198, 2007.
- [11] Y. Chen, L. Zhang, D. Zhang, D. Zhang, Wrist pulse signal diagnosis using modified gaussian models and fuzzy c-means classification, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 31, No. 10, pp. 1283-1289, 2009.
- [12] H. T. Wu, C. H. Lee, C. K. Sun, J. T. Hsu, R. M. Huang, C. J. Tang, Arterial waveforms measured at the wrist as indicators of diabetic endothelial dysfunction in the elderly, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Vol. 61, No. 1, pp. 162-169, 2012.
- [13] R. Guo, Y. Wang, H. Yan, J. Yan, F. Yuan, Z. Xu, G. Liu, W. Xu, Analysis