



KNO-1102-4403

شبیه‌سازی پردازش و دسته‌بندی صدای قلب در نرم‌افزار MATLAB

علیرضا محمودی فرد^{*۱} alireza10.m10@gmail.comزهرا اکبری^۲ Zahra.akbary399@gmail.com^۱ کارشناس ارشد مدیریت صنعتی (و مدرس دانشگاه‌ها)، گروه مدیریت صنعتی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه شاهد، تهران، ایران^۲ دانشجوی کارشناسی مهندسی پزشکی، موسسه آموزش عالی ابرار، تهران، ایران

چکیده

یکی از زمینه‌های مهم و پرکاربرد مهندسی پزشکی، کار روی قلب و سیگنال‌های آن است. ارزیابی کیفیت سیگنال صدای قلب خودکار، یک گام ضروری برای تجزیه و تحلیل قابل اعتماد سیگنال صدای قلب است. یک مرحله پردازش اجتناب‌ناپذیر برای این هدف، تقسیم‌بندی صدای قلب است که از دیدگاه فنی هنوز یک کار چالش‌برانگیز است. یکی از حوزه‌های پژوهشی در زمینه‌های مرتبط با قلب، پردازش و دسته‌بندی صدای قلب (معمولا جهت آشکارسازی بیماری‌های دریچه‌های قلبی) بوده که انواع مختلفی از ویژگی‌ها از سیگنال صوتی قلب استخراج می‌شوند و بعد توسط طبقه‌بندها مورد استفاده قرار می‌گیرند. در این مطالعه، مدنظر است تعداد محدودی از فیچرهایی که به کمک *STFT* محاسبه می‌شوند، از سیگنال صوتی قلب استخراج شوند و با استفاده از طبقه‌بند *SVM*، دسته‌بندی صدای قلب به دو دسته‌ی "سالم" و "مریض" صورت گیرد.

کلید واژه‌ها: پردازش سیگنال، دسته‌بندی، شبیه‌سازی، صدای قلب، طبقه‌بندی ویژگی‌ها، نرم‌افزار MATLAB

۱. مقدمه

بیماری‌های قلبی-عروقی اولین عامل مرگ و میر در سراسر جهان هستند. حدود ۱۷,۳ میلیون نفر در سال ۲۰۰۸ بدین‌علل جان خود را از دست دادند و پیش‌بینی می‌شود که این تعداد تا سال ۲۰۳۰ به ۲۳,۳ میلیون نفر برسد [۱]. هر سال یک میلیون مورد قلبی و بیش از صد هزار سکت قلبی فقط در لهستان رخ می‌دهد. آزمایش‌های منظم قلب، ممکن است به تشخیص بی‌نظمی‌های ضربان قلب کمک کرده، به جلوگیری از عوارض قلبی منتهی شده و شانس بهبودی را تا حد زیادی افزایش دهد. به‌دلیل سرعت بالای زندگی، توسعه سیستم‌های تشخیص خودکار غیرتهاجمی، که امکان انجام معاینه پزشکی اولیه را در خانه بدون مشارکت پزشک فراهم می‌کند، موضوع تحقیقات بسیاری از دانشمندان است [۱]. شنیدن صداهای مربوط به قلب انسان، یکی از تکنیک‌های سنتی در علم طب است که از دیرباز مورد استفاده پزشکان بوده است. منشأ صداهای قلب، به حرکت‌های مکانیکی قلب بازمی‌گردد؛ این حرکات، امواج صوتی با فرکانس پایین تولید می‌کنند. به‌طور کلی، این روش در غربال کردن تشخیص و در درمان اولیه می‌تواند مناسب باشد، چرا که روشی کاملا غیرتهاجمی بوده و تکنیکی است که در آن غربال‌سازی کم‌هزینه، آسان و مطمئن می‌باشد. از طرفی، با استفاده از این روش، اطلاعات مفیدی از عملکرد قلب فراهم می‌آید که با استفاده از آن می‌توان بی‌نظمی‌ها و اختلالات کاری قلب را شناسایی نمود؛ گوش دادن به صداهای قلب و تحلیل صحیح عملکرد آن، از مهارت‌های بسیار سخت محسوب می‌شود که فرد متخصص تنها در صورت داشتن تجربه چند ساله قادر خواهد بود با استفاده از آن، صداهای طبیعی و غیر طبیعی را از یکدیگر متمایز سازد. دلیل اصلی این مساله از آنجا نشأت می‌گیرد که صداهای مربوط به عملکرد قلب و صداهای تنفس در ریه، بازه زمانی کوتاهی داشته و از این‌رو در یک بازه زمانی کوتاه، چندین صدای متفاوت از ناحیه قفسه سینه به گوش خواهد رسید [۲].



الگوریتم‌های کامپیوتری برای جلوگیری از محدودیت‌های سیستم شنوایی انسان و کارهای دستی در غربالگری بیماری‌های قلبی-عروقی با استفاده از سیگنال دیجیتال صدای قلب، ضروری هستند. بررسی اخیر در مورد این موضوع نشان داد که بیش از ۱۳۰۰ مقاله تحقیقاتی از سال ۱۹۶۳ تا ۲۰۱۸ در این خصوص در دسترس است [۴،۳].

دستیابی به دقت بالا در الگوریتم‌های طبقه‌بندی خودکار صداهای قلب از دیرباز مورد پیگیری محققان بوده است. روش‌های رایج طبقه‌بندی سیگنال‌های صدای قلب را می‌توان به دو دسته عمده تقسیم کرد: روش‌های سنتی مبتنی بر یادگیری ماشینی و روش‌های مبتنی بر یادگیری عمیق. با توسعه اخیر داده‌های بزرگ پزشکی و فناوری هوش مصنوعی، تمرکز بیشتری بر توسعه روش‌های یادگیری عمیق برای طبقه‌بندی صداهای قلب شده است [۵].

اگرچه کارهای تحقیقاتی زیادی در زمینه تقسیم‌بندی، استخراج ویژگی و طبقه‌بندی انجام شده است، اما هنوز یک منطقه باز برای محققان برای توسعه الگوریتم‌های خودکار و قوی برای شناسایی و طبقه‌بندی رویدادهای مختلف در سیگنال‌های صوتی قلبی است؛ مشکل کلیدی مرتبط با این رویکرد، ضبط صداهای قلبی توسط افراد غیر ماهر است؛ کیفیت سیگنال صدای قلب، تأثیر آشکارسازی بر خروجی سیستم تشخیص خودکار دارد؛ از این رو، برای جلوگیری از تعبیر نادرست بیماری‌های قلبی و طبقه‌بندی دقیق‌تر صداهای قلب، به سیگنال صدای قلب با کیفیت بالا نیاز است. به‌طور کلی دو راه برای به‌دست آوردن سیگنال‌های با کیفیت بالا وجود دارد: پروتکل‌های مبتنی بر سخت‌افزار و نرم‌افزار. در رویکرد اول، یک حسگر بسیار حساس برای تشخیص صدای قلب برای شناسایی بهتر جریان خون آشفته طراحی شده است (به‌عنوان مثال، یک شتاب‌سنج بسیار سبک و دوگانه توسط Semmlow برای جمع‌آوری صدای قلب با کیفیت بالا در سطح قفسه سینه ایجاد شده است) [۶]؛ با این حال، با وجود دستاوردهای قابل توجه در این زمینه، هنوز چالش‌هایی وجود دارد که نیازمند توسعه روش‌های قوی‌تر با عملکرد بالاتر برای تشخیص زودهنگام CVD است.

۲. متن بررسی

۱.۲. انواع صداهای طبیعی قلب

دو صدای اصلی قلب که هنگام سمع شنیده می‌شوند، به S_1 و S_2 موسومند؛ این‌ها صداهای پر فرکانس هستند که ناشی از بسته شدن دریچه‌ها می‌باشند. S_1 در شروع سیستول بطنی شنیده می‌شود و منطبق با بسته شدن دریچه‌های دهلیزی-بطنی است. S_1 معمولاً به‌صورت یک صدا شنیده می‌شود، هر چند ممکن است گاهی M_1 (صدای بسته شدن میترال) و T_1 (صدای بسته شدن تریکوسپید) به‌صورت مجزا شنیده شوند. جزء M_1 بلندتر از جزء T_1 است، زودتر سمع می‌شود و در ناحیه آپکس قلب، بهتر شنیده می‌شود. جزء T_1 تا حدودی کوتاه‌تر است و در سمت چپ و پائین جناغ سینه، بهتر شنیده می‌شود. صدای دوم قلب S_2 ناشی از بسته شدن دریچه‌های هلالی (semilunar) است. دو جزء مشخص آن A_2 و P_2 به‌ترتیب در نتیجه بسته شدن دریچه‌های آئورت و پولمون روی می‌دهند؛ A_2 معمولاً بلندتر از P_2 است و در سمت راست و بالای قفسه سینه، بهتر شنیده می‌شود؛ P_2 در دومین فضای بین دنده‌ای سمت چپ، بهتر شنیده می‌شود. به‌طور طبیعی، هنگام بازدم، S_2 به‌صورت تک‌قسمتی شنیده می‌شود؛ اما هنگام دم، افزایش بازگشت وریدی به‌سمت راست قلب و افزایش ظرفیت بستر عروقی ریوی باعث تأخیر در بسته شدن دریچه ریوی می‌شود؛ علاوه بر این، با کاهش مختصر برگشت خون وریدی به بطن چپ، صدای بسته شدن دریچه آئورت، کمی زودتر به گوش می‌رسد؛ بنابراین به‌طور طبیعی در هنگام دم دو جزء شدن فیزیولوژیک، صدای دوم قلب، سمع A_2 قبل از P_2 اتفاق می‌افتد؛ گاهی ممکن است صداهای اضافی قلب در افراد سالم نیز شنیده شوند؛ صدای سوم قلب در کودکان و نوجوانان شنیده می‌شود، به آن فیزیولوژیک می‌گویند و به‌ندرت پس از ۴۰ سالگی شنیده می‌شود. صدای چهارم قلب (S_4) ناشی از انقباض قوی دهلیز است، که به‌ندرت در افراد جوان قابل سمع است؛ اما در افراد مسن نسبتاً شایع می‌باشد [۷].

۲.۲. انواع صداهای غیر طبیعی قلب

قلب به‌صورت طبیعی صداهای خاص و مشخصی دارد و هر تغییری در این صداها، به‌منزله زنگ خطری برای درست کار نکردن قلب می‌باشد؛ این مشکل را مورمور قلبی نیز می‌نامند. در بیشتر موارد، تغییر در جریان حرکتی خون و یا آسیب‌دیدگی به قسمت‌های مختلف قلب به‌خصوص دریچه‌های آن، می‌تواند صداهای تولید شده توسط قلب را تغییر دهد. عوامل تأثیرگذار بر صدای قلب عبارت‌اند از:



• حرکت سریع خون در رگها

زمانی که خون با سرعت بیشتری نسبت به حالت عادی در رگها در حال حرکت باشد، صداهای غیر طبیعی متفاوتی از آن به گوش می‌رسد؛ این صداها برای پزشک متخصص به خوبی قابل تشخیص است. اصولاً حرکت سریع خون در رگها، یک موضوع طبیعی است که می‌تواند بر اثر اتفاقاتی همچون فعالیت‌های بدنی و ورزشی، جراحی‌های قلب، حاملگی، بالا رفتن دمای بدن (تب)، فعالیت بیش از حد تیروئید و کم‌خونی رخ دهد. از آن جایی که دلایل گفته شده ربطی به آسیب‌های قلبی ندارند، می‌توان گفت ایجاد صدای غیر طبیعی در حالتی که حرکت خون در رگها بسیار سریع است، در بین حالت‌های تقریباً عادی و غیر خطرناک برای قلب قرار می‌گیرد [۸].

• مشکلات مادرزادی

در بیشتر نوزادان ممکن است مشکل صداهای غیر طبیعی قلب از همان بدو تولد دیده شود؛ در این حالت، قلب به درستی و به فرم صحیح و کامل خود شکل نگرفته است؛ به همین علت زمانی که گوشی پزشکی استفاده کرده و صدای قلب نوزاد را می‌شنوید، کاملاً صداهای غیر طبیعی و نامرئومی به گوشتان خواهد رسید. یکی از مشکلات قلبی رایج در بین نوزادان متولد شده، وجود حفره یا سوراخ در دیواره‌های قلب است که صدای غیر طبیعی مشخصی را تولید می‌کند. معمولاً راه‌حل‌های مناسبی برای برطرف کردن این مشکل وجود دارد، که توسط پزشک در بازه زمانی مشخصی اجرا می‌شود [۸].

• سختی دریچه قلب

این مشکل که به نام آهکی شدن دریچه قلب نیز شناخته می‌شود، یکی از مشکلاتی است که در سنین بالاتر برای افراد مختلف ممکن است به وجود آید و معمولاً کودکان و نوزادان به این نوع مشکل مبتلا نمی‌شوند. در هنگام آهکی شدن دریچه قلب، خون به سختی به سایر اندام بدن جریان پیدا می‌کند و در صورت نادیده گرفته این مشکل، می‌تواند خطرات به شدت جدی‌تری را برای فرد مبتلا شده به آن به همراه داشته باشد [۹].

• انواع تب، به خصوص تب‌های روماتیسمی

همان‌طور که اشاره شد تب می‌تواند جریان طبیعی حرکت خون در رگها را تغییر داده و باعث ایجاد صداهای غیر طبیعی و یا صداهای اضافی در قلب شود؛ اما یکی از خطرناک‌ترین تب‌ها، تب‌های روماتیسمی هستند که بر اثر گلودردهای چرکی که با بی‌اهمیت دانستن به صورت کامل درمان نشده‌اند، ایجاد می‌شوند. عموماً تب‌های روماتیسمی می‌توانند تاثیر همیشگی و غیر قابل جبرانی بر روی صداهای طبیعی قلب داشته باشند [۷].

• عفونت و التهاب لایه‌های داخلی قلب

این مشکل که به صورت علمی با عنوان اندوکاردیت شناخته می‌شود، نیز یکی دیگر از مشکلاتی است که بر روی صدای طبیعی قلب انسان تاثیر مستقیم می‌گذارد؛ البته عموماً عفونت‌های قلبی در دسته بیماری‌های قلبی بسیار خطرناک قرار می‌گیرند. دلیل به وجود آمدن عفونت‌های قلبی معمولاً انباشته شدن عفونت موجود در خون، در قسمت‌های مختلف قلب است. از هر طریقی عفونت‌های مختلف وارد خون انسان شده باشند، در نهایت مسیر به سمت قلب خواهند داشت، که انباشته شدن آن‌ها می‌تواند صدای طبیعی قلب را تا حدود زیادی تغییر دهد [۸].

• افتادگی دریچه میترال

افتادگی دریچه میترال، یک مشکل تقریباً شناخته شده و رایج برای قلب است؛ این دریچه بین دو بطن اصلی قلب قرار گرفته است و هر مشکلی در آن، سلامتی انسان را به صورت کامل زیر سوال خواهد برد؛ در افتادگی دریچه میترال، دریچه پس از باز شدن، به حالت عادی خود بر نمی‌گردد و این موضوع نیز روی ایجاد صداهای غیر طبیعی، تاثیر بسیار زیادی دارد [۹].



• مصرف برخی از داروها

برخی از انواع داروها نیز می‌توانند باعث ایجاد صدای غیر طبیعی در قلب شوند؛ تعداد زیادی از این داروها جریان حرکت خون را تغییر داده و عامل ایجاد کننده صداهای نامرسوم در قلب می‌شوند. اگر پزشک از داروهای مصرفی بیمار اطلاع داشته باشد، خیلی زود صداهای غیر طبیعی قلب او را عادی و بی‌خطر اعلام می‌کند؛ چرا که از ایجاد صداهای غیر طبیعی در اثر مصرف این داروها، اطلاع کامل دارد [۸].

۳.۲.۲. روش کار

۱.۳.۲. جمع‌آوری داده

در این مطالعه داده‌ها برای ارزیابی کیفیت سیگنال از چهار منبع داده جمع‌آوری شده است؛ آن‌ها از موقعیت‌های مختلف روی سطح قفسه سینه در محیط‌های مختلف از جمله خانه، بیمارستان و محیط‌های کنترل نشده جمع‌آوری شدند که شامل ۳۱۵۳ داده است که از ۷۶۵ سوژه جمع‌آوری شده است [۱۱].

پایگاه داده چالش صدای قلب طبقه‌بندی پاسکال (PAS-CAL) [۱۲] آورده شده است: داده‌ها از دو منبع جمع‌آوری شده‌اند؛ یکی از یک برنامه آیفون و دیگری از یک آزمایش کلینیکی در بیمارستان با استفاده از گوشی پزشکی دیجیتالی؛ ۸۵۹ داده موجود است.

پایگاه داده صداهای قلب کاتانیا ۲۰۱۱ (CTHS) [۱۴،۱۳] یکی از پایگاه‌هاست: این پایگاه داده، مجموعه‌ای از صداهای قلب بود که توسط دانشگاه کاتانیا ایتالیا برای بیومتری استفاده می‌شد که شامل صدای قلب ۲۰۶ نفر با استفاده از گوشی پزشکی دیجیتالی بود؛ ۴۱۲ داده موجود است که داده‌ها را می‌توان از [۱۳] دانلود کرد.

پایگاه داده صدای قلب بیماری قلبی (CDHS) شامل ۳۸۷۵ سیگنال ضبط شده توسط گروه نویسندگان از ۶۷ بیمار در دومین بیمارستان متصل دانشگاه پزشکی دالیان از سال ۲۰۱۵ است.

فرکانس‌های نمونه‌گیری در چهار مجموعه ۲۰۰۰ هرتز، ۱۱۰۲۵ هرتز، ۴۴۱۰۰ هرتز و ۲۰۰۰ هرتز CinCHS, CTHS, PASCAL و CDHS به ترتیب چهار پایگاه داده جمع‌آوری شده است و به‌طور کلی ۸۲۹۹ داده موجود را ارائه می‌دهند؛ با این حال، برای اطمینان از اینکه کیفیت سیگنال را می‌توان به‌طور قابل اعتماد ارزیابی کرد، داده‌هایی با طول زمانی کمتر از ۶ ثانیه کنار گذاشته می‌شوند.

۲.۳.۲. حذف نویز

فرآیند دریافت صداهای قلبی به‌راحتی تحت تأثیر تداخلات محیطی مانند تداخل ناشی از اصطکاک بین تجهیزات و پوست انسان، تداخل الکترومغناطیسی و صداهای تصادفی مانند صداهای تنفس، صداهای ریه و صداهای محیطی قرار می‌گیرد [۱۰]. سیگنال‌های صدای قلب معمولاً با این سیگنال‌های تداخلی همراه می‌شوند و این امر نیاز به حذف نویز خارج از باند دارد. نویززدایی به‌طور قابل توجهی بر تقسیم‌بندی، استخراج ویژگی و عملکرد طبقه‌بندی نهایی تأثیر می‌گذارد. روش‌های رایج حذف نویز عبارتند از: نویززدایی موجک، حذف نویز تجزیه حالت تجربی و حذف نویز فیلتر دیجیتالی [۱۵]. بر اساس دانش قبلی از سیگنال‌های صدای قلب، ساخت یک تابع پایه موجک برای سیگنال‌های صدای قلب یک جهت تحقیقاتی جدید در حوزه استخراج ویژگی‌های صداهای قلب است [۱۶].

۳.۳.۲. بیش‌برداشت

سیگنال‌ها ابتدا از یک فیلتر آنتی‌آلیاسینگ عبور کرده و سپس فرکانس نمونه‌برداری به 1kHz کاهش پیدا می‌کند. مقدار DC توسط یک فیلتر بالاگذر مرتبه سه باتروث با فرکانس قطع دو هرتز برداشته می‌شود؛ سپس با نرمالیزه کردن سیگنال آن را به میانگین صفر و واریانس واحد تبدیل می‌کنیم.



۴.۳.۲. استخراج ویژگی

Energy Ratio Of Low Frequency Band

این ویژگی با استفاده از انرژی سیگنال در فرکانس ۲۴ تا ۱۴۴ هرتز محاسبه می‌شود.

طیف سیگنال با استفاده از روش Welch با استفاده از پنجره Hamming با ۱۰۰۰ نمونه و ۵۰۰ نمونه همپوشانی به دست آمده است.

$$r_{e-low} = \sum_{f=24}^{144} P_x(f) / \sum_{f=0}^{500} P_x(f) \quad (۱)$$

همان‌طور که از رابطه بالا مشاهده می‌شود، با محاسبه $P_x(f)$ در بازه فرکانسی موردنظر و سپس نرمالیزه کردن بر مقدار توان سیگنال این ویژگی به دست می‌آید.

Energy Ratio Of High Frequency Band

این مانند ویژگی قبلی است، اما در فرکانس ۲۰۰ تا ۵۰۰ انرژی محاسبه می‌شود.

Energy Ratio of Middle Frequency Band

مانند ویژگی اول است، اما در بازه فرکانسی ۱۴۴ تا ۲۰۰ انرژی محاسبه می‌شود.

Features Related to the new Frequency-smoothed Envelope

برای استخراج این ویژگی ابتدا STFT سیگنال با پنجره مربعی و ۳۰ نمونه و مقدار همپوشانی ۲۹ از سیگنال محاسبه می‌شود:

$$STFT_x(m, k) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n) \omega(n-m) e^{-j2\pi(KF)(n/f_s)} \quad (۲)$$

با انتگرال از اندازه STFT بر روی فرکانس پوش سیگنال محاسبه می‌شود.

$$e(m) = \frac{1}{K} \sum_{k=-\infty}^{\infty} |STFT_x(m, k)| \quad (۳)$$

Standard Deviation of the Envelope

در این حالت از انحراف معیار سیگنال پوش ویژگی بعدی استخراج می‌شود.

Sample Entropy of the Envelope

در این حالت از آنتروپی سیگنال که معیاری از پیچیدگی سیگنال است، استفاده شده است. این معیار برای سیگنال‌های با کیفیت خوب متناسب است. مقدار آنتروپی برای این سیگنال‌ها کم می‌باشد.

Features Related to Autocorrelation of the Envelope

برای استخراج ویژگی بعدی از خود همبستگی نرمالیزه استفاده می‌شود.

$$r(l) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} e(m) e(m-1) / \sum_{m=-\infty}^{\infty} e^2(m) \quad (۴)$$

Maximum Peak in the Normalized Autocorrelation

سپس با استفاده از ماکزیمم در تاخیرهای بین $0.3 f_s$ تا $2 f_s$ ویژگی مربوط استخراج می‌شود.

$$A_r = \max[r(l)], 0.3 * f_s \leq l \leq 2 * f_s \quad (۵)$$

۵.۳.۲. طبقه‌بندی

با استفاده از طبقه‌بندی SVM ویژگی‌ها را طبقه‌بندی می‌کنیم؛ این طبقه‌بندی نوعی طبقه‌بندی سه‌گانه است که کیفیت سیگنال به سه کلاس طبقه‌بندی می‌شود، یعنی "غیر قابل قبول" (برچسب‌های کیفیت «۱»، «۲» و «۳»)، «خوب» (برچسب کیفیت «۴»)، و «عالی» (برچسب کیفیت «۵»). ماشین بردار پشتیبان اساساً یک طبقه‌بندی‌کننده دو کلاسه است. برای ترکیب چند SVM روش‌های مختلف دارند، که دو کلاسه به‌منظور



ساخت یک طبقه‌بندی‌کننده چند کلاسه پیشنهاد شده است. این مطالعه از یک روش ساده برای طراحی طرح رمزگشایی بر اساس تعداد آرای خروجی مدل‌های فرعی استفاده کرد؛ برای مثال، اگر سه مدل فرعی به ترتیب { "غیرقابل قبول" }، { "غیرمقبول" } و { "خوب" } را خروجی می‌دادند، تصمیم نهایی { "غیرقابل قبول" } بود، زیرا تعداد آرا برای { "غیر قابل قبول" } بیشتر بود. با این حال، اگر سه مورد فرعی به ترتیب { "غیرقابل قبول" }، { "عالی" } و { "خوب" } را خروجی داد، تصمیم نهایی به صورت دستی به عنوان { "غیرقابل قبول" } تنظیم شد، تا ابهام برطرف شود و از ایجاد نتایج بد احتمالی، جلوگیری شود؛ بنابراین SVM خطی را در نظر گرفته و مقدار پارامتر C را برابر یک قرار می‌دهیم. از k-fold اعتبارسنجی متقابل با مقدار $k = 5$ استفاده شده است. در جدول ۱، طبقه‌بندی ویژگی‌های مربوطه، انجام شده است.

جدول ۱: طبقه‌بندی ویژگی‌ها

name	classes	macroAVG	microAVG
"true_positive"	379	0	189.5
"false_positive"	98	0	49
"false_negative"	0	98	49
"true_negative"	0	379	189.5
"precision"	0.79455	nan	0.79455
"sensitivity"	1	0	0.79455
"specificity"	0	1	0.79455
"accuracy"	0.79455	0.79455	0.79455
"F_measure"	0.88551	nan	0.79455

۳. نتیجه‌گیری

در این مقاله روشی برای ارزیابی کیفیت سیگنال صدای قلب ارائه شده است. از ده نوع ویژگی چند دامنه‌ای برای ارزیابی کیفیت صدای قلب از طریق ۷۸۹۳ ضبط از پایگاه داده صدای قلب استفاده شد؛ کارشناسان دسته‌ای را برای هر ضبط به عنوان برچسب کیفیت استاندارد طلایی انجام دادند. حتی ۱۰٪ از داده‌ها برای آموزش مدل استفاده شد و میزان دقت آن بیش از ۹۰٪ بود. طبقه‌بندی‌کننده باینری در واقع توانایی تعمیم خوبی داشت. ترتیب انتخاب ویژگی بخش نشان داد که پنج ویژگی برتر بر طبقه‌بندی باینری تسلط دارند؛ همچنین میزان دقت در طبقه‌بندی سه گانه به ۸۵٫۷٪ رسید. ارزیابی کیفیت سیگنال یک مرحله پیش‌پردازش ضروری در تجزیه و تحلیل خودکار سیگنال‌های صدای قلب است. کیفیت خوب سیگنال صدای قلب برای به دست آوردن نتایج تجزیه و تحلیل قابل اعتماد مفید است.

روش پیشنهادی به طور گسترده‌ای با ضبط‌های جامع جمع‌آوری شده توسط دستگاه‌های مختلف، در محیط‌های مختلف و در طول داده‌های مختلف سازگار است؛ این می‌تواند به عنوان یک نامزد بالقوه در آنالیز سیگنال صدای قلب خودکار آینده در کاربردهای بالینی عمل کند.

مراجع

- [1] Mathers CD, Loncar D (2006) Projections of Global Mortality and Burden of Disease from 2002 to 2030. *PLoS Medicine* 3: e442.
- [2] F. Javed, P. Venkatachalam, and A. F. MH, "A signal processing module for the analysis of heart sounds and heart murmurs," in *Journal of Physics: Conference Series*, 2006, vol. 34, no. 1, p. 1098: IOP Publishing.
- [3] A. K. Dwivedi, S. A. Imtiaz, and E. Rodriguez-Villegas, "Algorithms for automatic analysis and classification of heart sounds – a systematic review," *IEEE Access*, vol. 7, pp. 8316–8345, 2019.
- [4] G. D. Clifford, C. Liu, B. Moody et al., "Recent advances in heart sound analysis," *Physiological Measurement*, vol. 38, no. 8, pp. E10–E25, 2017.
- [5] Dwivedi, A.K.; Imtiaz, S.A.; Rodriguez-Villegas, E. Algorithms for Automatic Analysis and Classification of Heart Sounds—A Systematic Review. *IEEE Access* 2019, 7, 8316–8345.
- [6] L. Semmlow, "Improved heart sound detection and signal-to-noise estimation using a low-mass sensor," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 63, no. 3, pp. 647–652, 2016.



- [۷] صدیقه سالمی، روش بررسی صداهای طبیعی قلب، نشریه پرستاری ایران، ۱۳۶۸؛ ۳ (۴): ۵۴-۵۹.
- [8] Li, S.; Li, F.; Tang, S.; Xiong, W. A Review of Computer-Aided Heart Sound Detection Techniques. *BioMed Res. Int.* 2020, 2020, 1–10.
- [9] Thalmayer, A.; Zeising, S.; Fischer, G.; Kirchner, J. A Robust and Real-Time Capable Envelope-Based Algorithm for Heart Sound Classification: Validation under Different Physiological Conditions. *Sensors* 2020, 20, 972.
- [10] Kapen, P.T.; Youssoufa, M.; Kouam, S.U.K.; Foutse, M.; Tchamda, A.R.; Tchien, G. Phonocardiogram: A robust algorithm for generating synthetic signals and comparison with real life ones. *Biomed. Signal Process. Control* 2020, 60, 101983.
- [11] C. Liu, D. Springer, Q. Li et al., “An open access database for the evaluation of heart sound algorithms,” *Physiological Measurement*, vol. 37, no. 12, pp. 2181–2213, 2016.
- [12] May 16, 2019, <http://www.peterjbentley.com/heartchallenge/>.
- [13] May 16, 2019, <http://www.diit.unict.it/hsct11>.
- [14] A. Spadaccini and F. Beritelli, “Performance evaluation of heart sounds biometric systems on an open dataset,” in 2013 18th International Conference on Digital Signal Processing (DSP), Fira, Greece, 1-3 July 2013.
- [15] Giordano, N.; Knaflitz, M. A Novel Method for Measuring the Timing of Heart Sound Components through Digital Phonocardiography. *Sensors* 2019, 19, 1868.
- [16] Wei, W.; Zhan, G.; Wang, X.; Zhang, P.; Yan, Y. A Novel Method for Automatic Heart Murmur Diagnosis Using Phonocardiogram. In *Proceedings of the 2019 International Conference on Artificial Intelligence and Advanced Manufacturing, AIAM, Dublin, Ireland, 16–18 October 2019; Volume 37, pp. 1–6.*