تقارن اطلاعات فرکانسی صدای ریهٔ راست و چپ و تشخیص عفونت در بیماران فیبروز کیستیک

آرزو کریمی‌زاده[۱]، منصور ولی[۲*] و محمدرضا مدرسی[۳]

[۱و۲]گروه مهندسی پزشکی، دانشکده برق و کامپیوتر، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران

[۳]دانشگاه علوم پزشکی تهران، مرکز طبی کودکان، مرکز مطالعات تنفس و خواب اطفال، تهران، ایران

چکیده

بیماری فیبروز کیستیک(Cystic fibrosis یا CF) شایع‌ترین اختلال چندسیستمی است که علت اصلی مرگ و میر ناشی از این بیماری مربوط به عفونت مزمن ریوی و عوارض آن است. حدود۶۰-۷۵٪ بیماران CF به‌صورت مداوم دچار عفونت سودوموناس می‌شوند؛ لذا بیماران CF باید پیوسته تحت مراقبت پزشک باشند تا درصورت بروز عفونت به‌سرعت نسبت به درمان آن اقدام شود. اگر چه کشت خلط یا حلق روش استاندارد تشخیص عفونت است، ولی به‌دست‌آوردن نتیجهٔ آن، زمان‌بر بوده و روشی که وجود عفونت را سریع‌تر تشخیص دهد، باعث سهولت در امر تشخیص و شروع درمان با آنتی‌بیوتیک می‌شود. این مطالعه با هدف استفاده از صدای تنفس بیماران CF برای تشخیص وجود عفونت و موفقیت درمان انجام شد. به این منظور، تقارن اطلاعات سیگنال صدای ریه راست و چپ در بیماران CF در حالت بدون عفونت، دارای عفونت سودوموناس و نیز پس از درمان عفونت سودوموناس بررسی شد. ابتدا صدای تنفس ۳۴ بیمار CF ثبت و پس از انجام پیش پردازش‌های لازم، ۱۵ویژگی از آنها استخراج و با روش الگوریتم ژنتیک بهترین دسته ویژگی از ویژگی‌های به‌دست‌آمده استخراج و با روش کنارگذاشتن یک شرکت‌کننده به سه طبقه‌بند ماشین بردار پشتیبان، K نزدیک‌ترین همسایگی و بیزین داده شد. همچنین روش ترکیب سه طبقه‌بند نیز بررسی شد. بهترین نتایج توسط روش ترکیب طبقه‌بندها به‌دست آمد که وجود عفونت با صحت ۹۱/۳٪ و موفقیت درمان با صحت ۹۰/۹٪ تشخیص داده شدند. در این مطالعه برای نخستین‌بار از صدای تنفس بیماران CF برای تشخیص عفونت استفاده شده است. روش پیشنهادی، آسان و در دسترس بوده و می‌تواند در شروع به درمان سریع و پیگیری روند درمان به پزشکان کمک کند.

واژگان کلیدی: فیبروز کیستیک، صدای تنفس، تقارن اطلاعاتی، ترکیب طبقه‌بندها

Symmetry of Frequency information in Right and Left Lung sound and Infection Detection in Cystic Fibrosis Patients

Arezoo Karimizadeh[1], Mansour Vali[2*] & Mohammadreza Modaresi[3]

[1,2]Department of Biomedical Engineering, K. N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran

[3]Pediatric Respiratory and Sleep Medicine Research Center, Children's Medical Center, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Abstract

Cystic fibrosis (CF) is the most common autosomal recessive disorder in white skinned individuals. Chronic lung infection is the main cause of mortality in this disease. Approximately 60–75 % of adult CF patients frequently suffer from Pseudomonas aeruginosa (PA) infection that is strongly associated with inflammation, lung destruction, and increased mortality. Therefore, CF patients should be followed up by physicians to diagnose infection in the primary stage, start treatment, and reduce the risk of chronic infection. Although sputum culture is the gold standard for diagnosis of PA infections, a rapid and accurate

* Corresponding author

*نویسندهٔ عهده‌دار مکاتبات

• تاریخ ارسال مقاله: ۱۳۹۷/۰۶/۱۱ • تاریخ پذیرش: ۱۳۹۸/۰۲/۱۷ • تاریخ انتشار: ۱۳۹۹/۰۶/۲۴ • نوع مطالعه: پژوهشی

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2025-12-17]

[DOI: 10.29252/jsdp.17.2.70]

diagnostic method can facilitate early initiation of appropriate therapy and easy monitoring of the condition. The aim of this study was to diagnose CF patients with infection using their lung sound.
In this study, the symmetry of frequency information in right and left lung was investigated in CF patients with positive sputum culture results, negative sputum culture results, and patients who underwent treatment with antibiotics. Respiretorysounds were acquired from 34 CF patients (16 female, 18 male) who were being followed-up at the Pediatric Respiratory and Sleep Medicine Research Center of Children's Medical Center. The patient selection was based on their sputum microbiology culture. The selection category was as follows: 12 patients with normal flora culture results and 11 patients with PA infection. Also, respiratory sounds of 11 patients were recorded one month after antibiotic treatment and they used to investigate the effectiveness of the proposed method.

In the preprocessing step, cardiac sound was removed, respiratory sound cycles were separated and the signals were divided into 64 milisecond frame and 15 features were extracted from each frame. Differences between these features were computed between right and left lungs for early, middle and late section of the respiratory cycle using the new proposed feature. Then, the best group of features was selected by applying Genetic Algorithm. The selected group of features was fed into Support Vector Machine, K Nearest Neighbor and Naïve Bayesian classifier. Also, an Ensemble classifier was examined. The best result was obtained by Ensemble classifier that diagnosed infection by the accuracy of 91.3% and differentiates a group of CF patients with infection from CF patients who underwent treatment with an accuracy of 90.9%. This study describes a novel method of infection detection in CF patients based only on respiratory sound analysis. The proposed method is a simple and available way for early diagnosis of infection and initiating therapeutic strategies.

Keywords: Cystic Fibrosis, Respiratory Sound, Information Symmetry, Ensemble classifier

۱- مقدمه

بیماری فیبروز کیستیک (CF یا Cystic fibrosis) یک اختلال چندسیستمی و شایع‌ترین اختلال اتوزومال[1] مغلوب در سفید پوستان است که شیوع آن یک مورد در دوهزار تا سه‌هزار تولد زنده در سال است. علت اصلی مرگ و میر ناشی از این بیماری مربوط به عفونت مزمن ریوی و عوارض آن است [1]. CF ناشی از جهش در ژن کدکنندهٔ پروتئین CFTR[2] است که عملکرد عمده آن به‌عنوان کانال کلر است. بنابراین اختلال در این ژن منجر به افزایش چسبندگی و ترشح مخاط در راه‌های هوایی و دستگاه گوارشی این بیماران می‌شود. نتایج مطالعه‌ای که در سال ۱۳۹۱ انجام شد، نشان داد که بیماری فیبروز کیستیک در ایران، از آن چه پیش از این تصور می‌شد، شایع‌تر است [2].

حدود ۶۰-۷۵٪ بیماران CF به‌صورت مداوم دچار عفونت سودوموناس[3] می‌شوند [3]. عفونت سودوموناس ارتباط زیادی با متورم‌شدن راه‌های هوایی [4]، تخریب ریه و مرگ [5, 6] در بیماری CF دارد؛ لذا بیماران CF باید پیوسته تحت مراقبت پزشک باشند تا در صورت بروز عفونت به‌سرعت نسبت به درمان آنان اقدام شود. روش استاندارد تشخیص بروز عفونت که در حال حاضر استفاده می‌شود، کشت خلط یا حلق است. در حال حاضر کشت خلط و حلق برای بیماران CF در صورت عدم وجود علامت، باید هر سه ماه یک‌بار انجام شود؛ ولی در صورت علامت‌دارشدن بیماری باید کشت خلط انجام شود. همچنین برای تشخیص موفق‌بودن درمان عفونت، پس از مصرف آنتی‌بیوتیک نیز دوباره کشت خلط یا حلق انجام می‌شود تا از بین رفتن عفونت یا کاهش آن در بیماران تحت نظر پزشک باشد [7, 8].

اگر چه کشت خلط یا حلق روش استاندارد تشخیص عفونت است، ولی به‌دست‌آوردن نتیجه آن زمان‌بر بوده (بین سه روز تا یک هفته) و روشی که وجود عفونت را سریع‌تر تشخیص دهد، باعث سهولت در امر تشخیص و شروع درمان با آنتی‌بیوتیک می‌شود. در این مطالعه از صدای تنفس بیماران CF استفاده شده و سعی شده است تا با روش‌های پردازش صدای تنفس وجود عفونت در بیماران CF تشخیص داده شود.

[1] در اختلال اتوزومی مغلوب، ژن جهش‌یافته مغلوب روی یکی از کروموزوم‌های غیرجنسی (اتوزوم‌ها) قرار دارد. برای این که یک اختلال اتوزومی مغلوب - مانند بیماری فیبروز کیستیک - به ارث برسد، باید هر دو نسخه ژن جهش یافته باشد.

[2] Cystic fibrosis transmembrane conductive regulator

[3] Pseudomonas aeruginosa infection

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2025-12-17]

[DOI: 10.29252/jsdp.17.2.70]

از کارهایی که تاکنون برای بررسی ارتباط صدا و عفونت انجام شده است، می‌توان به تحلیل صدای سرفه برای تشخیص عفونت [9] و همچنین آشکارسازی صدای ویز برای تشخیص عفونت [10] اشاره کرد. در همین اواخر مطالعه‌ای انجام شده است که در آن از تحلیل زمان فرکانسی صدای تنفس نای که از دوازده بیمار ثبت شده بود، برای تشخیص افزایش خلط بیماران استفاده کرده است [11]. در مطالعه انجام‌شده افزایش خلط شخص با صحت ٪۸۳/۵ تشخیص داده شده است. در آن مطالعه افزایش خلط در بیمار بستری برای اعلام به پرستار جهت انجام عملیات ساکشن بیمار بستری تشخیص داده شده است. در این زمینه مطالعات دیگری نیز انجام شده که در آنها با استفاده از صدای تنفس وجود خلط تشخیص داده شده است [12, 13] . در [13] با استفاده از چهارده ویژگی وضعیت وجود خلط با دقت ٪۸۴/۵۳ تشخیص داده شده است و در [12] با استفاده از ۴۶ ویژگی، وجود خلط با دقت ٪۹۲/۰۲ تشخیص داده شده است.

بیماران CF به‌دلیل اختلال ژنتیکی که دارند، دچار افزایش چسبندگی و ترشح مخاط در راه‌های هوایی و دستگاه گوارشی می‌شوند. به‌طور عمومی بیماران CF در هنگام بروز عفونت سودوموناس افزایش خلط، کاهش عملکرد ریه، افزایش صدای اضافی ریه و افزایش سرفه را تجربه می‌کنند [1]. صداهای تنفس با الگوهای جریان هوا، تغییرات فشار مربوطه در راه‌های هوایی و لرزش بافت‌های ریه ایجاد می‌شوند [14]. تجمع مخاط بیشتر در ریه بیماران CF در حالت داشتن عفونت سودوموناس باعث تغییر الگوی جریان هوای عبوری و تغییر فشار در راه‌های هوایی ریه راست و چپ می‌شود. همچنین در حالت عفونت سودوموناس، صداهای اضافی همچون کراکل در ریه شنیده می‌شود. از آنجایی که الگوی منظم و یکسانی برای افزایش مخاط و همچنین محل صداهای اضافی ایجادشده در ریه راست و چپ انتظار نمی‌رود، در این مطالعه فرض شده است که عدم تقارن مشخصات صدای چپ و راست ریه می‌تواند دارای ارتباط با عفونت سودوموناس باشد و مبنائی برای تشخیص عفونت سودوموناس در بیماران CF باشد. بنابراین تقارن اطلاعات سیگنال تنفس ریه راست و چپ در بیماری CF در حالت کشت نرمال، عفونت سودوموناس و نیز پس از درمان عفونت سودوموناس بررسی شد. این مطالعه با این فرض انجام شد که تقارن اطلاعاتی سیگنال تنفس ریه راست و چپ در بیماری CF با عفونت تغییر می‌کند و همچنین برای ریه راست و چپ در بیماری CF در حالت عفونت سودوموناس و پس از درمان آن متفاوت است.

تقارن صدای ریه راست و چپ موضوعی است که از گذشته مورد توجه قرار گرفته و مطالعات زیادی برای بررسی آن انجام شده است. اعتقاد به اینکه صدای ریه راست و چپ متقارن است، از زمان‌های قدیم وجود داشته است. به این صورت که پزشکان برای معاینه ریه، صدای ریه راست و چپ را مقایسه می‌کردند. از نخستین مطالعاتی که تقارن صدای تنفس در ریه راست و چپ را بررسی کرد، مطالعه‌ای بود که در سال ۱۹۸۳ میلادی بر روی ده مرد سالم انجام شد [15]. در این مطالعه صدای ریه راست و چپ ثبت و تغییر شدت صدای تنفس در قسمت‌های مختلف ریه بررسی شد. نتیجه این مطالعه نشان داد که بین محل‌های متقابل در ریه راست و چپ بدون هیچ انسداد یا مشکل دیگری عدم تقارن در شدت صداهای ثبت شده وجود دارد. در مطالعه دیگری که در سال ۱۹۹۷ میلادی بر روی چهار مرد سالم انجام شد [16] نشان داده شد که از جلوی شخص دامنه صدای تنفس ریه راست نسبت به چپ غالب است و از زاویه پشت شخص ریه چپ صدای بلندتری نسبت به ریه راست دارد. همچنین در مطالعات دیگر که در سال ۲۰۰۰ میلادی [17] و پس از آن انجام شدند نیز این عدم تقارن بین ریه راست و چپ در افراد سالم تأیید شده است [18, 19].

در حال حاضر تشخیص عفونت در بیماران CF با انجام کشت خلط/حلق انجام می‌شود، همچنین پس از درمان بیماران برای تشخیص موفقیت درمان از کشت خلط/حلق مجدد استفاده می‌شود. ثبت صدای تنفس روشی در دسترس و استفاده از آن برای بیماران راحت است. در صورت تشخیص عفونت سودوموناس با استفاده از این روش، می‌توان درمان با آنتی‌بیوتیک را سریع‌تر شروع کرد و همچنین موفق‌بودن درمان بیمار را توسط روش پیشنهادی تشخیص داد. طبق بررسی نویسندگان این مقاله، تاکنون مطالعه‌ای در زمینه بررسی صدای تنفس ریه برای تشخیص عفونت سودوموناس در بیماران CF انجام نشده است.

۲- شرح دادگان

برای انجام این مطالعه صدای تنفس ۳۴ بیمار فیبروز کیستیک که در مرکز طبی کودکان تحت نظر بودند ثبت شد. انتخاب افراد براساس نتیجه کشت آنها و طبق نظر پزشک بود. به این صورت که تعداد یازده نفر دارای نتیجه کشت مثبت (بیمار CF دارای عفونت سودوموناس) بودند،

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2025-12-17]
[DOI: 10.29252/jsdp.17.2.70]

دوازده نفر نتیجه کشت منفی (بیمار CF بدون عفونت) داشتند و از یازده نفر هم یک ماه پس از مصرف آنتی‌بیوتیک برای درمان عفونت (بیمار CF پس از درمان عفونت) صدای تنفس ثبت شد. اطلاعات مربوط به افراد شرکت‌کننده در این پژوهش در جدول (۱) دیده می‌شود.

(جدول-۱): اطلاعات افراد شرکت‌کننده در مطالعه (مقادیر به‌صورت میانگین ± انحراف معیار بیان شده است.)

(Table-1): participant's information (Values mentioned in mean ± standard deviation)

گروه	کشت منفی	کشت مثبت	پس از درمان
تعداد (مرد/زن)	12(6/6)	11(4/7)	11(6/5)
سن (سال)	10.8 ± 3	15.8 = 5	15.7 ± 5
وزن (کیلوگرم)	30 ± 11	41 ±12	42 ±13
قد (سانتی متر)	137 ± 17	150 ±16	152 ± 12

ثبت صدای تنفس توسط گوشی پزشکی دیجیتال لیتمن ۳۲۰۰ انجام شد. صدای تنفس با نرخ نمونه‌برداری چهارهزار هرتز و از دو ناحیه از خلف ریه به‌صورت متقارن ثبت شد. محل ثبت صدای تنفس در شکل (۱) نشان داده شده است.

(شکل-۱): محل ثبت صدای تنفس از ریه‌ها

(Figure-1): Regions of the lungs which respiratory sound were recorded from them

صدای تنفس افراد در حالت نشسته ثبت و از افراد خواسته شد تا به‌صورت معمولی نفس بکشند. از هر شخص دست‌کم دو سیکل صدای تنفس ثبت شد.

۳- پیش‌پردازش و استخراج ویژگی

ابتدا بر روی سیگنال‌های ثبت‌شده پیش‌پردازش‌هایی انجام و سپس از سیگنال‌های به‌دست‌آمده، ویژگی‌هایی استخراج شد. این دو مرحله در ادامه توضیح داده شده است.

۱-۳- پیش‌پردازش

سیگنال صدای تنفس ثبت‌شده حاوی صدای قلب بود که باید حذف می‌شد. با توجه به این که فرکانس غالب صدای قلب از ۱۵۰ هرتز کمتر است، از یک فیلتر بالاگذر با فرکانس قطع ۱۵۰ هرتز استفاده شد [20]. صدای تنفس به‌صورت دستی به دم و بازدم تقسیم و برای هر شخص دو تا سه سیگنال صدای دم و بازدم در نظر گرفته شد؛ درنهایت ۲۳ سیکل تنفس از گروه بیمار CF بدون عفونت، ۲۲ سیکل تنفس از گروه بیمار CF دارای عفونت و ۲۱ سیکل تنفس از گروه بیمار CF پس از درمان عفونت به‌دست آورده شد.

سیگنال صدای تنفس، سیگنال غیر ایستا است؛ لذا برای ایستاشدن باید این سیگنال به پنجره‌های زمانی کوچک‌تر تقسیم شود که در آن پنجره بتوان سیگنال را ایستا فرض کرد. در این مطالعه سیگنال صدای دم و بازدم به‌صورت جداگانه به پنجره‌های کوچکتر ۶۴ میلی‌ثانیه تقسیم شدند. برای پنجره‌گذاری از پنجره همینگ با هم‌پوشانی ۵۰٪ استفاده شد. علت انتخاب طول قاب ۶۴ میلی ثانیه مطابق با مطالعات گذشته است [21].

۲-۳- استخراج ویژگی

از آنجایی که هدف این مطالعه بررسی تقارن اطلاعات فرکانسی صدای ریه راست و چپ بود، تعدادی ویژگی فرکانسی از قاب‌های صدای تنفس که از قسمت پیش پردازش به‌دست آمدند، استخراج شد. به این منظور سه دسته ویژگی فرکانسی در نظر گرفته شدند. این ویژگی‌ها در جدول (۲) نشان داده شده‌اند.

همان‌طورکه در جدول (۲) مشاهده می‌شود، دسته ویژگی نخست مربوط به متوسط دامنه طیف توان سیگنال در بازه‌های فرکانسی مختلف است. از این ویژگی در مطالعه‌ای که درسال ۲۰۰۹ میلادی انجام شده برای بررسی تغییر صدای تنفس ثبت‌شده از نای هنگام محدودشدن فلوی تنفسی استفاده شده است [22]. در این مطالعه چهارده باند فرکانسی در نظر گرفته شده و متوسط دامنه سیگنال در آن چهارده باند فرکانسی بررسی شده است. با توجه به این‌که بیش‌تر محتوای صدای تنفس در فرکانس‌های پایین و در فرکانس‌های بالا محتوای فرکانسی صدای تنفس کم‌تر است، لذا بازه‌های فرکانسی پایین‌تر کوچک‌تر انتخاب شده و با افزایش فرکانس، بازه‌های فرکانسی بزرگ‌تر در نظر گرفته شده است.

دسته ویژگی دوم مربوط به صدک‌های فرکانسی است که در همین اواخر تعدادی از مطالعات از این ویژگی‌ها برای بررسی صدای تنفس استفاده کرده‌اند [23, 24]. ویژگی صدک فرکانسی، معادل فرکانسی است که در آن، سطح

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2025-12-17]

[DOI: 10.29252/jsdp.17.2.70]

زیرنمودار طیف توان سیگنال به درصد مشخصی از کل سطح زیر آن می‌رسد.

دسته ویژگی سوم، ویژگی‌های آماری مرتبه بالا هستند. این ویژگی‌ها نیز در همین اواخر برای تمایز انواع صداهای تنفس اضافی استفاده شده است [25]. در این مطالعه آمارگان مرتبه نخست تا چهارم سیگنال به‌عنوان دسته ویژگی سوم استفاده شده‌اند.

(جدول-۲): لیست ویژگی‌های استخراج شده
(Table-2): List of extracted features

	ویژگی ها	نشان
دسته ویژگی ۱	متوسط دامنه در بازه فرکانسی ۱۵۰ تا ۳۰۰ هرتز	1
	متوسط دامنه در بازه فرکانسی ۳۰۰ تا ۴۵۰ هرتز	2
	متوسط دامنه در بازه فرکانسی ۴۵۰ تا ۶۰۰ هرتز	3
	متوسط دامنه در بازه فرکانسی ۶۰۰ تا ۸۰۰ هرتز	4
	متوسط دامنه در بازه فرکانسی ۸۰۰ تا ۱۰۰۰ هرتز	5
	متوسط دامنه در بازه فرکانسی ۱۰۰۰ تا ۱۵۰۰ هرتز	6
دسته ویژگی ۲	فرکانس معادل صدک فرکانسی ۲۵٪ طیف توان	7
	فرکانس معادل صدک فرکانسی ۵۰٪ طیف توان	8
	فرکانس معادل صدک فرکانسی ۷۵٪ طیف توان	9
	فرکانس معادل صدک فرکانسی ۹۰٪ طیف توان	10
	فرکانس معادل صدک فرکانسی ۹۵٪ طیف توان	11
دسته ویژگی ۳	میانگین طیف توان	12
	انحراف معیار طیف توان	13
	کجی آماری نمودار[1] طیف توان	14
	درجه اوج نمودار[2] طیف توان	15

برای بررسی تقارن هر کدام از ویژگی‌ها بین ریه راست و چپ از الگوریتمی به‌صورت زیر استفاده شد.

۱) ابتدا صدای دم/بازدم متناظر از سمت راست و چپ که برای هر شخص ثبت شده بودند، به سه قسمت ابتدای سیکل تنفس E، میانه سیکل تنفس M و انتهای سیکل تنفس L تقسیم شدند.

۲) هر کدام از سه قسمت E، M و L به فریم‌های ۶۴ میلی ثانیه با هم‌پوشانی ۵۰٪ تقسیم شدند.

۳) برای هر قاب تمام ویژگی‌هایی که در قسمت قبل توضیح داده شدند، به‌دست آورده شد.

۴) متوسط هر کدام از ویژگی‌ها برای هر سه قسمت E، M و L به‌دست آورده شد.

۵) ویژگی‌های نهایی برای هر فرد براساس رابطه (۱) به‌دست آورده شد.

[1] Skewness
[2] Kurtosis

$$ED_{ij} = \frac{\sqrt{\begin{array}{c}(FE_{ijR} - FE_{ijL})^2 + \\ (FM_{ijR} - FM_{ijL})^2 + \\ (FL_{ijR} - FL_{ijL})^2\end{array}}}{3} \qquad (۱)$$

که در آن i بیان‌گر شماره شخص، j بیان‌گر شماره ویژگی، FE بیان‌گر ویژگی استخراج‌شده از قسمت ابتدای سیکل تنفس، FM بیان‌گر ویژگی استخراج‌شده از قسمت میانی سیکل تنفس و FL بیان‌گر ویژگی استخراج‌شده از قسمت انتهای سیکل تنفس است و L و R به‌ترتیب نشان‌دهنده ریه چپ و ریه راست هستند.

ED که بیان‌گر تقارن اطلاعات بین ریه راست و ریه چپ است، طبق رابطه (۱) برای تمام ویژگی‌های شخص i ام محاسبه شد.

۴- انتخاب ویژگی و طبقه‌بندی

در این مرحله باید بهترین ویژگی‌ها از بین پانزده ویژگی ذکرشده، انتخاب شده و سپس طبقه‌بندی شوند. در ادامه این دو قسمت توضیح داده شده است:

۴-۱- انتخاب ویژگی

برای انتخاب دسته ویژگی مناسب از بین ترکیب‌های ممکن از بین ویژگی‌های به‌دست‌آمده، از روش انتخاب ویژگی مبتنی بر الگوریتم ژنتیک استفاده شد [26]. در این مرحله بهترین ویژگی‌ها برای تمایز افراد دارای عفونت از افراد دارای کشت منفی و پس از درمان انتخاب شدند. روش انتخاب ویژگی که در این پژوهش استفاده شد، به‌صورت زیر عمل می‌کند:

- انتخاب جمعیت اولیه به‌صورت تصادفی: در این مرحله کروموزوم‌ها با طول پانزده بیت در نظر گرفته می‌شوند که به‌صورت تصادفی این بیت‌ها می‌توانند صفر یا یک باشند، یک به معنی درنظرگرفتن آن ویژگی و صفر به معنی درنظرنگرفتن آن ویژگی است. به‌عنوان نمونه برای یکی از کروموزوم‌هایی که به‌صورت تصادفی در مرحله نخست انتخاب شده، بیت ۳، ۵ و ۷ یک و سایر بیت‌ها صفر است، به این معنی که در این کروموزوم ویژگی شماره ۳، ۵ و ۷ انتخاب شده است.
- محاسبه مقدار تابع هزینه برای هر یک از افراد. در این پژوهش، تابع هزینه CostF به‌صورت رابطه (۲) درنظر گرفته شد.

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2025-12-17]
[DOI: 10.29252/jsdp.17.2.70]

$$CostF = 0.05Lf + \sqrt{\begin{matrix}(1-sens1)^2 + (1-spec1)^2 \\ (1-sens2)^2 + (1-spec2)^2\end{matrix}} \quad (۲)$$

که در آن پارامترها به‌صورت زیر تعریف می‌شوند:

- Sens1 و spec1 به‌ترتیب حساسیت[1] و نرخ اختصاصی‌بودن[2] در تشخیص افراد دارای کشت مثبت حاصل از طبقه‌بندی بین دو گروه کشت مثبت و کشت منفی است.
- Sens2 و spec2 به‌ترتیب حساسیت و نرخ اختصاصی‌بودن در تشخیص افراد دارای کشت مثبت حاصل از طبقه‌بندی بین دو گروه کشت مثبت و گروه پس از درمان عفونت است.
- LF نیز طول بردار ویژگی انتخاب شده است. ضریبی از طول بردار ویژگی به تابع هزینه اضافه شده است تا به‌وسیله آن طول بردار ویژگی کنترل شده و الگوریتم به‌سمت انتخاب بهترین دسته ویژگی با کمترین طول برود. از این روش در یکی از مقالات اخیر [25] استفاده شده است.

- انتخاب[3] بهترین افراد از جمعیت که دارای کم‌ترین مقدار تابع هزینه هستند؛
- اعمال عملگرهای جهش[4] و تقاطع[5]؛
- نگه‌داشتن بهترین افراد جمعیت برای نسل بعد؛
- تکرارکردن مراحل بالا تا رسیدن به یکی از معیارهای اتمام. معیارهای اتمام در این مطالعه رسیدن به دویست نسل، کمتر شدن مقدار تابع هزینه از۰/۰۰۰۰۰۱ یا کم بودن مقدار تغییرات تابه هزینه در د نسل متوالی از عدد ۰/۰۰۰۰۰۱ بود.

۲-۴- طبقه‌بندی

برای طبقه‌بندی ویژگی‌ها از روش کنارگذاشتن یک شرکت‌کننده[6] استفاده شد. به این معنی که در هر مرحله ویژگی‌های مربوط به یک نفر برای ارزیابی طبقه‌بند کنار گذاشته شده و طبقه‌بند با تمام ویژگی‌های مربوط به افراد دیگر آموزش داده می‌شود. این روند برای تمام افراد شرکت‌کننده تکرار و مقادیر صحت، حساسیت و نرخ اختصاصی‌بودن براساس نتیجه به‌دست‌آمده برای تمام افراد محاسبه می‌شود.

[1] Sensitivity
[2] Specificity
[3] Selection
[4] Mutation
[5] Crossover
[6] Leave one subject out

برای طبقه‌بندی ویژگی‌های انتخاب‌شده سه طبقه‌بند ماشین بردار پشتیبان (SVM)، k نزدیک‌ترین همسایگی (KNN)، طبقه‌بند نایو بیزین[7] (NB) [27] و یک روش ترکیب طبقه‌بندها مورد استفاده قرار گرفتند.

ماشین بردار پشتیبان: ماشین بردار پشتیبانی در این پژوهش با کرنل تابع پایه شعاعی[8] با شعاع یک و روش بهینه‌سازی کمینه پی‌درپی[9] استفاده شد.

K نزدیک‌ترین همسایگی: طبقه‌بند k نزدیک‌ترین همسایگی با تابع فاصله مینکوفسکی[10] و روش جستجوی همسایه جامع[11] استفاده شد.

نایو بیزین: این روش یک نمونه را به گروهی نسبت می‌دهد که دارای بیشترین احتمال پسین باشد.

ترکیب طبقه‌بندها: در این روش نتایج هر سه طبقه‌بند به‌دست آورده می‌شود و با روش رأی به اکثریت[12] نمونه به گروهی که بیشترین تعداد طبقه‌بند به آن رأی داده‌اند نسبت داده می‌شود [25, 28, 29].

۵- نتایج

پس از اعمال پیش پردازش‌های لازم بر سیگنال‌های تنفس ثبت شده، ۱۵ ویژگی جدول (۲) برای ۲۳ سیکل تنفس از گروه بیماران CF بدون عفونت، ۲۲ سیکل تنفس از گروه بیماران CF دارای عفونت و ۲۱ سیکل تنفس از گروه بیماران CF درمان‌شده به‌دست آورده و سپس برای انتخاب بهترین دسته ویژگی، الگوریتم ژنتیک با جمعیت اولیه دویست نمونه، عملگر تقاطع دو نقطه‌ای و تابع هزینه معادله (۲) با طبقه‌بند ماشین بردار پشتیبان پیاده‌سازی شد. الگوریتم ژنتیک سی بار با جمعیت اولیه تصادفی مختلف و درصد تقاطع متفاوت اجرا شد.

نتیجهٔ سی‌بار اجرای الگوریتم ژنتیک، انتخاب تعدادی دسته ویژگی با طول‌های مختلف از بین پانزده ویژگی به‌دست آمده بود. متوسط حساسیت، نرخ اختصاصی بودن و صحت طبقه‌بندی بین دو گروه بیمار CF بدون عفونت و دارای عفونت و همچنین بین دو گروه بیمار CF دارای عفونت و پس از درمان عفونت، برای هر سه طبقه‌بند مطرح‌شده در قسمت قبل (طبقه‌بند SVM و KNN، NB) و همچنین ترکیب طبقه‌بندها به‌ترتیب برای صدای دم و بازدم در جدول (۳ و ۴) نشان داده شده است.

[7] Naïve Bayesian
[8] Radial Basis Function
[9] Sequential Minimal Optimization
[10] Minkowski
[11] Exhaustive
[12] Majority Voting

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2025-12-17]
[DOI: 10.29252/jsdp.17.2.70]

(جدول-۳): متوسط نتایج برای بهترین دسته ویژگی‌های به‌دست‌آمده پس از سی‌بار اجرای الگوریتم ژنتیک برای صدای دم

(Table-3): Average results for selected group of features from inspiration sound after 30 times running of genetic algorithm

	دو گروه بیمار CF بدون عفونت و دارای عفونت			دو گروه بیمار CF دارای عفونت و پس از درمان عفونت		
طبقه‌بندی‌کننده	حساسیت	نرخ اختصاصی‌بودن	صحت	حساسیت	نرخ اختصاصی‌بودن	صحت
SVM	78.2 ± 5.7	85.0 ± 5.1	81.7 ± 3.1	89.0 ± 5.1	85.4 ± 5.7	87.3 _ 3.9
KNN	66.6 = 10.6	68.8 ± 10.0	67.8 ± 13.6	64.8 ± 15.0	76.9 ± 4.6	70.9 = 8.8
NB	82.4 = 15.6	65.5 ± 6.1	74.5 ± 8.9	61.8 ± 9.2	50.3 ± 4.6	56.1 = 6.5
ترکیب طبقه‌بندها	**93.9 ± 7.4**	**96.1 ± 4.3**	**95.1 ± 2.2**	**89.0 ± 5.1**	**93.3 ± 4.1**	**91.2 ± 3.1**

(جدول-۴): متوسط نتایج برای بهترین دسته ویژگی‌های به‌دست‌آمده پس از سی‌بار اجرای الگوریتم ژنتیک برای صدای بازدم

(Table-4): Average results for selected group of features from expiration sound after 30 times running of genetic algorithm

	دو گروه بیمار CF بدون عفونت و دارای عفونت			دو گروه بیمار CF دارای عفونت و پس از درمان عفونت		
طبقه‌بندی‌کننده	حساسیت	نرخ اختصاصی‌بودن	صحت	حساسیت	نرخ اختصاصی‌بودن	صحت
SVM	59.4 ± 15.6	81.6 ± 5.1	71.0 ± 7.1	52.1 = 14.1	77.5 ± 10.2	64.8 ± 3.2
KNN	71.6 ⊥ 12.6	90.5 ⊥ 2.9	81.4 ⊥ 6.2	55.1 _ 11.1	75.7 ⊥ 4.4	65.4 ⊥ 7.1
NB	53.3 ± 12.3	82.7 ± 10.1	68.7 ± 4.1	49.8 ± 4.2	64.3 ± 9.3	56.9 ± 2.3
ترکیب طبقه‌بندها	**87.9 ± 4.4**	**98.8 ± 2.9**	**93.36 ± 2.2**	**73.3 ± 11.1**	**83.3 ± 10.1**	**78.2 ± 11.1**

در مقایسه بین سه طبقه‌بند در جدول (۳) که مربوط به صدای دم است، طبقه‌بند SVM نسبت به دو طبقه‌بند دیگر منجر به نتایج بهتری شده است. نتایج کلی برای ترکیب طبقه‌بندها بهتر از هر کدام از طبقه‌بندها به‌صورت جداگانه شده و به صحت ٪۹۵/۱ در تمایز بین دو گروه بیمار CF بدون عفونت و دارای عفونت و به صحت ٪۹۱/۲ در تمایز بین دو گروه بیمار CF دارای عفونت و پس از درمان عفونت رسیده است. همان‌طورکه در این جدول مشاهده می‌شود، ترکیب طبقه‌بندها منجر به مقادیر متوسط حساسیت ٪۹۳/۹ و نرخ اختصاصی‌بودن ٪۹۶/۱ در تشخیص عفونت و همچنین مقادیر متوسط حساسیت ٪۸۹/۰ و نرخ اختصاصی‌بودن ٪۹۳/۳ در تشخیص موفقیت درمان شده است. در جدول (۴) که مربوط به صدای بازدم است نیز ترکیب طبقه‌بندها منجر به بهترین نتیجه شده و به صحت ٪۹۳/۶ در تمایز بین دو گروه بیمار CF بدون عفونت و دارای عفونت و به صحت ٪۷۸/۲ در تمایز بین دو گروه بیمار CF دارای عفونت و پس از درمان عفونت شده است. همان‌طورکه در این جدول مشاهده می‌شود، ترکیب طبقه‌بندها منجر به مقادیر متوسط حساسیت ٪۸۷/۹ و نرخ اختصاصی‌بودن ٪۹۸/۸ در تشخیص عفونت و همچنین مقادیر متوسط حساسیت ٪۷۳/۳ و نرخ اختصاصی‌بودن ٪۸۳/۳ در بررسی روند درمان شده است.

نتایج بهترین دسته ویژگی از بین دفعات مختلف اجرای الگوریتم ژنتیک، در جدول (۵) نشان داده شده است.

(جدول-۵): نتایج طبقه‌بندی برای بهترین دسته ویژگی حاصل از الگوریتم ژنتیک

(Table-5): Classification results for the best selected feature groups which were obtained by applying genetic algorithm

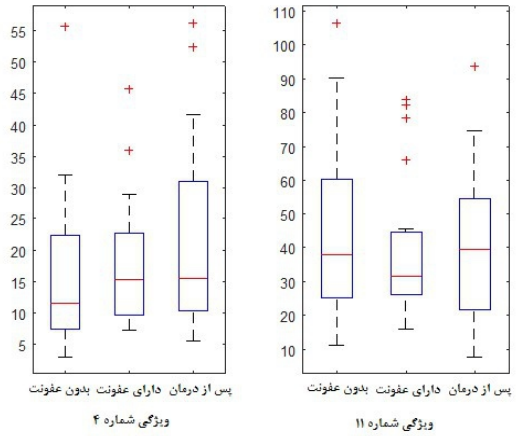
	دو گروه بیمار CF بدون عفونت و دارای عفونت			دو گروه بیمار CF دارای عفونت و پس از درمان عفونت		
طبقه‌بندی‌کننده	حساسیت	نرخ اختصاصی‌بودن	صحت	حساسیت	نرخ اختصاصی‌بودن	صحت
بهترین گروه ویژگی انتخاب شده از صدای دم: 1, 4, 7, 8, 11, 12						
SVM	72.8	100	86.9	90.9	90.9	90.9
ترکیب طبقه‌بندها	81.8	100	91.3	90.9	90.9	90.9
بهترین گروه ویژگی انتخاب شده از صدای بازدم: 1, 3, 13						
SVM	81.8	91.6	86.9	81.8	63.6	72.7
ترکیب طبقه‌بندها	90.9	91.6	91.3	90.9	81.8	86.3

همان‌طورکه در این جدول دیده می‌شود، بهترین گروه ویژگی انتخاب‌شده از ویژگی‌های استخراج‌شده از صدای دم شامل ویژگی‌های شماره ۱، ۴، ۷، ۸، ۱۱و ۱۲ است که ویژگی‌های شماره یک و چهار از دسته ویژگی نخست، ویژگی‌های شماره ۷، ۸ و ۱۱ از دسته ویژگی دوم و ویژگی شماره دوازده از دسته ویژگی سوم انتخاب شدند. ویژگی‌های انتخاب‌شده از سه دسته ویژگی در کنار هم منجر به نتایج مطلوبی در تشخیص عفونت شدند. اگر هرکدام از

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2025-12-17]

[DOI: 10.29252/jsdp.17.2.70]

ویژگی‌ها به‌صورت جداگانه در نظر گرفته شوند، در تمام ویژگی‌ها متوسط ویژگی پس از درمان عفونت به حالت بدون عفونت نزدیک نمی‌شود؛ بعضی از ویژگی‌ها مثل ویژگی شماره یازده به‌صورت تکی خوب عمل می‌کنند و بعضی از ویژگی‌ها نیز مثل ویژگی شماره چهار به‌صورت تکی خیلی خوب عمل نمی‌کنند؛ ولی گروه ویژگی انتخاب‌شده که شامل شش ویژگی است، منجر به صحت قابل قبولی شده است. شکل (۲) نمودار جعبه‌ای ویژگی‌های شماره یازده و چهار را برای سه گروه بیماران CF بدون عفونت، دارای عفونت و پس از درمان عفونت نشان می‌دهد.



(شکل-۲): نمودار جعبه‌ای برای ویژگی‌های شماره چهار و یازده.
(Figure-2): Boxplot for features of number 4 and 11.

همان‌طور که در شکل (۲) دیده می‌شود، ویژگی شماره یازده در بیماران دارای عفونت کمتر از بیمارانی است که عفونت ندارند و این ویژگی پس از درمان عفونت بیماران مجددا افزایش پیدا می‌کند؛ ولی ویژگی شماره چهار با بروز عفونت، زیادتر شده، ولی پس از درمان عفونت تغییر چندانی نکرده است. همچنین بهترین دسته ویژگی انتخاب‌شده از ویژگی‌های استخراج‌شده از صدای بازدم شامل ویژگی‌های شماره ۱، ۳ و ۱۳ است که ویژگی شماره ۱ و ۳ از دسته ویژگی اول و ویژگی شماره ۱۳ از دسته ویژگی سوم انتخاب شده‌اند.

همان‌طورکه نتایج جدول (۵) نشان می‌دهند، ویژگی‌های استخراج‌شده از صدای دم و صدای بازدم صحت تشخیص عفونت یکسانی دارند؛ ولی ویژگی‌های صدای دم صحت بالاتری در تشخیص موفقیت درمان عفونت نسبت به بازدم دارند؛ پس در کل استفاده از صدای دم اطلاعات بیشتری برای بررسی وضعیت عفونت در بیماران CF در اختیار ما قرار داده است.

۶- نتیجه‌گیری و پیشنهادها

همان‌طورکه بیان شد، در این مطالعه برای نخستین‌بار از صدای تنفس بیماران CF برای تشخیص عفونت و همچنین تشخیص موفقیت درمان عفونت در این بیماران استفاده شده است. به این منظور از صدای تنفس بیماران CF ویژگی‌های فرکانسی مختلفی استخراج و تقارن اطلاعات فرکانسی ریه راست و چپ بین ویژگی‌های فرکانسی به‌عنوان ویژگی برای تشخیص عفونت و موفقیت درمان در نظر گرفته شد. برای طبقه‌بندی جهت تشخیص عفونت و موفقیت درمان، از سه طبقه‌بند SVM، KNN و NB و همچنین ترکیب هر سه طبقه‌بند استفاده شد. نتایج این مطالعه نشان داد که وجود عفونت با صحت ۹۱/۳٪ و موفقیت درمان با صحت ۹۰/۹٪ قابل تشخیص است. خلاصهٔ نتایج این پژوهش به شرح زیر است:

- بهترین نتایج توسط ترکیب طبقه‌بندها به‌دست آمد. بهتربودن نتیجه ترکیب طبقه‌بندها منطقی به نظر می‌رسد چون برای ویژگی‌هایی که هر سه طبقه‌بند خوب عمل کرده‌اند ترکیب طبقه‌بندها نیز خوب عمل می‌کند و برای ویژگی‌هایی که یک یا دو طبقه‌بند خوب عمل نمی‌کند نتایج سایر طبقه‌بندها باعث بهبود نتیجه کلی می‌شود.
- نتایج نشان داد که صدای دم و بازدم در تشخیص عفونت خوب و یکسان عمل می‌کنند؛ ولی صدای دم در تشخیص موفقیت درمان عملکرد بهتری دارد.
- در قسمت نتایج این مطالعه مشاهده شد که برخی از ویژگی‌های پیشنهادی در مقاله همچون ویژگی شماره چهار و یازده برای تشخیص عفونت و موفقیت درمان به‌صورت تکی خوب عمل می‌کنند. ویژگی شمارهٔ چهار، متوسط دامنه صدای تنفس در بازه فرکانسی ششصد تا هشتصد هرتز و ویژگی شماره یازده، فرکانس معادل صدک فرکانسی ۹۵٪ طیف توان است. همان‌طورکه درقبل بیان شد به‌طورعمومی بیماران CF در هنگام بروز عفونت سودوموناس افزایش خلط و افزایش صدای اضافی ریه و افزایش سرفه را تجربه می‌کنند [1]. یکی از این صداهای اضافی که در ریه بیماران CF اضافه می‌شود، صدای کراکل است که در اثر باز و بسته‌شدن ناگهانی راه‌های هوایی شنیده می‌شود و فرکانس آن در حدود ۶۵۰ هرتز است [30]. شاید یکی از دلایل افزایش ویژگی شماره چهار در هنگام عفونت سودوموناس و کاهش آن پس از درمان این عفونت، به‌علت ظهور صدای اضافی کراکل و ازبین‌رفتن آن

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2025-12-17]
[DOI: 10.29252/jsdp.17.2.70]

باشد. در مورد کاهش مقدار ویژگی شماره یازده در هنگام عفونت و افزایش مجدد آن با درمان عفونت، شاید علت ظهور صداهای اضافی در فرکانس‌های میانی باشد که باعث می‌شود قسمت بیشتری از محتوای فرکانسی صدای تنفس، در فرکانس‌های میانی قرار گیرد و فرکانس معادل صدک فرکانسی ۹۵٪ طیف توان هنگام عفونت سودوموناس کاهش پیدا کند.

- اگرچه بعضی از ویژگی‌های فرکانسی پیشنهاد داده‌شده در این مطالعه برای تشخیص عفونت و موفقیت درمان به‌صورت تکی خوب عمل می‌کنند، ولی همه ویژگی‌ها به‌صورت تکی خوب عمل نمی‌کنند. با این حال گروه انتخاب‌شده حاوی چند ویژگی کنار هم منجر به نتایج مطلوبی شد.
- تقارن اطلاعات فرکانسی صدای ریه راست و چپ دارای رابطه منطقی با عفونت در بیماران CF است.
- با استفاده از صدای تنفس بیماران CF می‌توان عفونت و موفقیت درمان عفونت در این بیماران را تشخیص داد.

مطالعه کنونی نشان داد که رابطه منطقی بین عفونت در ریه بیماران CF و صدای تنفس آنها وجود دارد. نتایج وجود عفونت را با صحت خوبی از اطلاعات صدای تنفس تشخیص داد. علت این موضوع می‌تواند تغییر در مخاط ریه به‌دلیل عفونت ریه و درنتیجه تغییر در مسیر عبور هوای داخل ریه باشد که منجر به عوض‌شدن صدای تنفس می‌شود.

با استفاده از صدای تنفس که روشی آسان است می‌توان وضعیت ریه افراد CF را بررسی کرد. همچنین امکان استفاده از اطلاعات صدای تنفس در تشخیص عفونت سودوموناس وجود دارد و می تواند در کنار روش‌های دیگر به‌کمک پزشک متخصص بیاید.

تاکنون کار مشابهی برای تشخیص عفونت از صدای تنفس در بیماران CF انجام نشده است که قابل مقایسه با این مطالعه باشد، تنها کارهای به‌طورتقریبی نزدیک به این مطالعه کارهایی است که با استفاده از صدای تنفس وجود خلط را تشخیص داده‌اند. در سال ۲۰۱۷ میلادی تشخیص افزایش خلط بیماران با استفاده از صدای تنفس دوازده نفر انجام [11] و وضعیت افزایش خلط شخص در آن مطالعه با صحت ٪۸۳/۵ تشخیص داده شد. همچنین در سال ۲۰۱۸ میلادی مطالعاتی انجام که در آنها به‌ترتیب با استفاده از ۱۴ و ۶۴ ویژگی، وجود خلط با صحت ٪۸۴/۵۳ [13] و ٪۹۲/۰۲ [12] تشخیص داده شده است. صحت تشخیص عفونت در مطالعه کنونی با تعداد کمتر ویژگی نسبت به مطالعات قبلی (شش ویژگی برای صدای دم و سه ویژگی برای صدای بازدم)، ٪۹۱/۳ است که نتیجه بهتری نسبت به مطالعات قبلی است.

۷- مراجع 7- References

[1] M. A. Koda-Kimble, Koda-Kimble and Young's applied therapeutics: the clinical use of drugs: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

[2] M. modaresi, J. faghihinia, and F baharzadeh, "Cystic Fibrosis Prevalence among a Group of High-Risk Iranian Children "*Journal of Isfahan Medical School*, vol. 30, 2012.

[3] N. Pillarisetti, E. Williamson, B. Linnane, B. Skoric, C. F. Robertson, P. Robinson, J. Massie, G. L. Hall, P. Sly, and S. Stick, "Infection, inflammation, and lung function decline in infants with cystic fibrosis," *American journal of respiratory and critical care medicine*, vol. 184, pp. 75-81, 2011.

[4] H. G. Ahlgren, A. Benedetti, J. S. Landry, J. Bernier, E. Matouk, D. Radzioch, L. C. Lands, S. Rousseau, and D. Nguyen, "Clinical outcomes associated with Staphylococcus aureus and Pseudomonas aeruginosa airway infections in adult cystic fibrosis patients," *BMC pulmonary medicine*, vol. 15, pp. 67, 2015.

[5] Z. Li, M. R. Kosorok, P. M. Farrell, A. Laxova, S. E. West, C. G. Green, J. Collins, M. J. Rock, and M. L. Splaingard, "Longitudinal development of mucoid Pseudomonas aeruginosa infection and lung disease progression in children with cystic fibrosis," Jama, vol. 293, pp. 581-588, 2005.

[6] K. M. Langan, T. Kotsimbos, and A. Y. Peleg, "Managing Pseudomonas aeruginosa respiratory infections in cystic fibrosis," *Current opinion in infectious diseases*, vol. 28, pp. 547-556, 2015.

[7] P. J. Mogayzel Jr, E. T. Naureckas, K. A. Robinson, C. Brady, M. Guill, T. Lahiri, L. Lubsch, J. Matsui, C. M. Oermann ,and F. Ratjen, "Cystic Fibrosis Foundation pulmonary guideline. Pharmacologic approaches to prevention and eradication of initial Pseudomonas aeruginosa infection," *Annals of the American Thoracic Society*, vol. 11, pp. 1640-1650, 2014.

[8] A. R. Smyth ,S. C. Bell, S. Bojcin, M. Bryon, A. Duff, P. Flume, N. Kashirskaya, A. Munck, F. Ratjen, and S. J. Schwarzenberg, "European cystic

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2025-12-17]

[DOI: 10.29252/jsdp.17.2.70]

[18] R. P. Dellinger, J. E. Parrillo, A. Kushnir, M. Rossi, and I. Kushnir, "Dynamic visualization of lung sounds with a vibration response device: a case series," Respiration, vol. 75, pp. 60-72, 2008.

[19] A. Torres-Jimenez, S. Charleston-Villalobos, R. Gonzalez-Camarena, G. Chi-Lem, and T. Aljama-Corrales, "Asymmetry in lung sound intensities detected by respiratory acoustic thoracic imaging (RATHI) and clinical pulmonary auscultation," in Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS ۲۳۰ .۰۰ *Ath Annual International Conference of the IEEE,* 2008, pp. 4797-4800.

[20] J. Gnitecki and Z. M. Moussavi, "Separating heart sounds from lung sounds," *IEEE Engineering in medicine and biology magazine*, vol. 26, pp. 20, 2007.

[21] D. S. Morillo, S. A .Moreno, M. Á. F. Granero, and A. L. Jiménez, "Computerized analysis of respiratory sounds during COPD exacerbations," Computers in biology and medicine, vol. 43, pp. 914-921, 2013.

[22] M. Tenhunen, E. Rauhala, E. Huupponen, A. Saastamoinen, A. Kulkas, and S. Himanen, "High frequency components of tracheal sound are emphasized during prolonged flow limitation," Physiological measurement, vol. 30, pp. 467, 2009.

[23] S. Charleston-Villalobos, L. Albuerne-Sanchez, R. Gonzalez-Camarena, M. Mejia-Avila, G. Carrillo-Rodriguez, and T. Aljama-Corrales, "Linear and nonlinear analysis of base lung sound in extrinsic allergic alveolitis patients in comparison to healthy subjects," *Methods of information in medicine,* vol. 52, pp. 266-276, 2013.

[24] V. Rocha, C. Melo, and A. Marques, "Computerized respiratory sound analysis in people with dementia: a first-step towards diagnosis and monitoring of respiratory conditions," *Physiological measurement*, vol. 37, pp. 2079, 2016.

[25] R. Naves, B. H. Barbosa, and D. D. Ferreira, "Classification of lung sounds using higher-order statistics: A divide-and-conquer approach," *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 129, pp. 12-20, 2016.

[26] O. Kramer, Genetic algorithm essentials vol. 679: Springer, 2017.

fibrosis society standards of care: best practice guidelines," *Journal of cystic fibrosis*, vol. 13, pp. S23-S42, 2014.

[9] S .Ferrari, M. Silva, M. Guarino, J. M. Aerts, and D. Berckmans, "Cough sound analysis to identify respiratory infection in pigs," *Computers and Electronics in Agriculture*, vol. 64, pp. 318-325, 2008.

[10] A. Oliveira, C. Pinho, J. Dinis, D. Oliveira, and A. Marques, "Automatic Wheeze Detection and Lung Function Evaluation-A Preliminary Study," in HEALTHINF, 2013, pp. 323-326.

[11] J. Niu, Y. Shi, M. Cai, Z. Cao, D. Wang, Z. Zhang, and X. D. Zhang, "Detection of sputum by interpreting the time-frequency distribution of respiratory sound signal using image processing techniques," *Bioinformatics*, vol. 34, pp. 820-827, 2017.

[12] J. Niu, Y. Shi, D. Shen, Y. Wang, W. Xu, M. Cai, and Y. Li, "The Identification of Sputum Situation Based on the Sound from the Respiratory Tract," in 2018 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), 2018, pp. 1166-1171.

[13] Y. Shi, G. Wang, J. Niu, Q. Zhang, M. Cai, B. Sun, D. Wang, M. Xue, and X. D. Zhang, "Classification of sputum sounds using artificial neural network and wavelet transform," Int. J. Biol. Sci, 2018.

[14] W. L. Wilkins, "Auscultation skills: breath and heart sounds," *Auscultation Skills: Breath and Heart Sounds*, pp. 156-157, 2009.

[15] R. Dosani and S. Kraman, "Lung sound intensity variability in normal men: a contour phonopneumographic study," Chest, vol. 83, pp. 628-631, 1983.

[16] H. Pasterkamp, S. Patel, and G. Wodicka, "Asymmetry of respiratory sounds and thoracic transmission," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 35, pp. 103-106, 1997.

[17] Z. K. Moussavi, M. T. Leopando, H. Pasterkamp, and G. Rempel, "Computerised acoustical respiratory phase detection without airflow measurement," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 38, pp. 198-203, 2000.

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2025-12-17]

[DOI: 10.29252/jsdp.17.2.70]

[27] X. Wu ,V. Kumar, J. R. Quinlan, J. Ghosh, Q. Yang, H. Motoda, G. J. McLachlan, A. Ng, B. Liu, and S. Y. Philip, "Top 10 algorithms in data mining," *Knowledge and information systems*, vol. 14, pp. 1-37, 2008.

[۲۸] مسعود رهبری پور، بابک محمد زاده اصل، "تشخیص آریتمی انقباضات زودرس بطنی در سیگنال الکتریکی قلب با استفاده از ترکیب طبقه‌بندها"، پردازش علائم و داده‌ها، سال ۱۳۹۷، شماره ۱ پیاپی ۳۵

[28] M. Rahbaripour and B. M. Asl, "Premature Ventricular Contraction Arrythmia Detection in ECG Signals via Combined Classifiers," *Signal and Data Processing*, vol. 1, 2018.

[29] L. I. Kuncheva, J. C. Bezdek, and R. P. Duin, "Decision templates for multiple classifier fusion: an experimental comparison," *Pattern recognition*, vol. 34, pp. 299-314, 2001.

[30] A. Bohadana, G. Izbicki, and S. S. Kraman, "Fundamentals of lung auscultation," *New England Journal of Medicine*, vol. 370, pp. 744-751, 2014.

آرزو کریمی‌زاده در سال ۱۳۸۹ و ۱۳۹۱ در مقاطع کارشناسی و کارشناسی ارشد رشته مهندسی پزشکی گرایش بیوالکتریک از دانشگاه اصفهان فارغ‌التحصیل شد. وی هم‌اکنون دانشجوی مقطع دکترای برق- بیوالکتریک در دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی است. زمینه‌های پژوهشی مورد علاقه وی پردازش سیگنال‌ها و تصاویر پزشکی است.

نشانی رایانامهٔ ایشان عبارت است از:

a.karimizadeh@ee.kntu.ac.ir

منصور ولی در سال ۱۳۸۵ در مقطع دکترای مهندسی پزشکی بیوالکتریک از دانشگاه صنعتی امیرکبیر فارغ‌التحصیل شد. ایشان از سال ۱۳۸۴ به مدت دو سال دانشکده فنی مهندسی دانشگاه اصفهان بودند و از سال ۱۳۸۶ به‌مدت پنج سال هیأت علمی دانشکده فنی مهندسی دانشگاه شاهد بودند. ایشان از سال ۱۳۹۱ هیئت علمی گروه مهندسی پزشکی دانشکده برق دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی هستند. زمینه‌های کاری مورد علاقه وی پردازش دادگان پزشکی، پردازش صوت در تشخیص‌های پزشکی و روان‌شناسی، شبکه‌های عصبی مصنوعی است.

نشانی رایانامهٔ ایشان عبارت است از:

mansour.vali@eetd.kntu.ac.ir

محمدرضا مدرسی تحصیلات خود را در مقطع پزشکی عمومی در سال ۱۳۷۲ به پایان رسانید. وی در سال ۱۳۸۰ موفق به اخذ بورد تخصصی کودکان و در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان به‌عنوان عضو هیئت علمی مشغول به کار شد. ایشان به‌عنوان نخستین عضو هیئت علمی رشته ریه کودکان در دانشگاه علوم پزشکی تهران مشغول به کار شد و مسئولیت راه‌اندازی و توسعه رشته ریه کودکان دانشگاه علوم پزشکی تهران را در مرکز طبی کودکان به عهده گرفت. وی هم اکنون عضو هیئت علمی و رئیس بخش ریه مرکز طبی کودکان (قطب علمی اطفال کشور)، مرکز مطالعات تنفس و خواب اطفال است.

نشانی رایانامهٔ ایشان عبارت است از:

mr-modaresi@sina.tums.ac.ir

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2025-12-17]

[DOI: 10.29252/jsdp.17.2.70]

[Downloaded from jsdp.rcisp.ac.ir on 2025-12-17]
[DOI: 10.29252/jsdp.17.2.70]