

شناسایی الگوی تغییرات سطحی و حجمی ریه در بیماری های انسدادی با استفاده از تصاویر سی تی اسکن

محمد حاجی حسینی^{۱*}، حمید سلطانیان زاده^{۲،۳} و شهرام اخلاق پور^۴

^۱ گروه مهندسی برق، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران
^۲ قطب علمی کنترل و پردازش هوشمند، دانشکده برق و کامپیوتر، دانشگاه تهران، تهران، ایران
^۳ آزمایشگاه تحلیل تصاویر، بخش رادیولوژی، بیمارستان هنری فورد، دیترویت، آمریکا
^۴ بخش رادیولوژی، بیمارستان سینا، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران
^۱ aran_mh@yahoo.com, ^۲ hszadeh@ut.ac.ir, ^۳ hamids@rad.hfh.edu, ^۴ akhlaghpoor@nmri-ir.com

چکیده - بیماری های انسدادی ریه یکی از شایع ترین بیماری های ریوی است. وجود یک سیستم مکانیزه که بتواند میزان صدمه وارد شده به بیمار را تخمین بزند در معالجه بیمار بسیار کمک رسان خواهد بود. در این مقاله راهکاری برای تشخیص بیماری و وخامت آن با استفاده از تصاویر HRCT پیشنهاد شده است. به این منظور در دو حالت دم کامل و بازدم کامل از ۲۰ بیمار تصویر برداری شد و با الگوریتم بخش بندی کانتورهای فعال نسج ریه از بقیه تصویر جدا گردید. در ادامه با بررسی مشخصات آناتومیکی تصاویر متناظر بدست آمد. سپس میزان تغییرات نسبی سطح و حجم به عنوان معیارهایی در شناسایی انسداد ریه در نظر گرفته شد. در نهایت الگوی تغییرات حجم ریه به صورت عددی نرمالیزه بین ۰ و ۱ بدست آمد. هرچه نسبت های فوق نزدیک تر به صفر باشد بیانگر اینست که شخص میزان هوای مرده بیشتری داشته و دچار انسداد و تنگی نفس می باشد. با بررسی تصاویر ریه در بیماران و افراد سالم مقدار آستانه برای تشخیص بیماری بدست آمد. نتایج اعمال روش پیشنهادی بر روی تصاویر کلینیکی نشان می دهد که تا حد زیادی می توان به کارایی آن امید داشت.

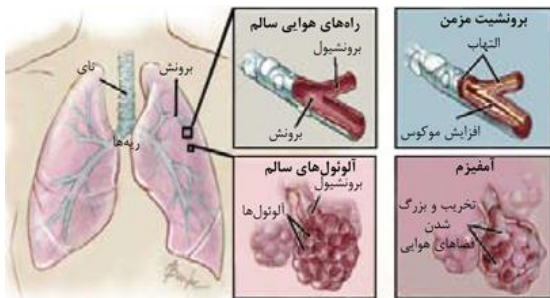
کلید واژه - HRCT، الگوی تغییرات حجم ریه، بیماری های انسدادی، دم و بازدم

۱- مقدمه

درخت برونشی همراه با بی نظمی های گسترده ناشی از التهاب شدید ایجاد می شود [۴-۶]. انسداد به دنبال التهاب مسیرهوایی و افزایش موکوس در راه های هوایی ریه ها رخ می دهد که سبب کاهش جریان هوا خواهد شد. شکل ۱ تغییرات راه های هوایی در برونشیت و تغییرات فضای هوایی در آمفیزم را نشان می دهد. بیماری های فوق یکی از دلایل عمده مرگ و میر در کشورهای در حال توسعه و چهارمین علت مرگ و میر در آمریکا است. ۱۷-۸٪ مردان و ۱۹-۱۰٪ زنان در آمریکا از این بیماری رنج می برند [۷]. این بیماری ها بر طبق پیش بینی های انجام شده در سال ۲۰۳۰ میلادی سومین علت مرگ و میر در دنیا خواهند بود [۸]. در بیماری های انسدادی بعضی از عملکردهای ریه مثل ظرفیت حیاتی و حجم بازدمی کاهش یافته و بالاخره راه های هوایی مسدود خواهند شد. برای تشخیص بیماری های انسدادی آزمایشاتی همچون

ریه ها دو عضو اصلی دستگاه تنفسی هستند که قسمت اصلی آن ها را برونش ها و برونشیول و آلوئول های ریوی تشکیل می دهند. نای و برونش اصلی هر طرف با تمام شاخه های داخل ریوی که از آن منشعب می شود در مجموع درخت راه های هوایی (airway tree) را تشکیل می دهند. یکی از شایع ترین اختلالات ریوی که در بزرگسالان ایجاد می شود، بیماری های انسدادی مزمن ریه (COPD, Chronic Obstructive Pulmonary Disease) می باشد، واژه ای که شامل برونشیت مزمن و آمفیزم است. در آمفیزم بزرگی برگشتناپذیری در فضای هوایی در محل اتصال برونش ها همراه با از بین رفتن راه های هوایی آن نقاط ایجاد می گردد [۱-۳]. در برونشیت با ایجاد التهاب در برونش ها عملکرد ارگان کاهش یافته و در حالت شدید آن یعنی در برونکستازی اتساع برگشتناپذیر محلی در

بالا (HRCT – High Resolution CT) تهیه گردید. ضخامت اسلایس‌ها ۱ میلی‌متر بود.



شکل ۱: تصویر راه‌های هوایی و آلئول‌های سالم و آسیب‌دیده در بیماری‌های انسدادی

۲- بخش بندی تصاویر ریه‌ها

ساختار سطحی و حجمی ریه‌ها و همچنین ساختار پیچیده راه‌های هوایی را می‌توان با استفاده از تصاویر CT با قدرت تفکیک فضایی بالا مورد بررسی قرار داد. تصویربرداری HRCT در تشخیص بیماری‌های منتشر ریه بسیار کارساز می‌باشد. این نوع تصویربرداری جزئیاتی را که در تصاویر رادیوگرافی مشخص نمی‌باشد، آشکار می‌سازد [۱۲، ۱۳]. در این پژوهش با استناد بر این که در صورت ایجاد انسداد در راه‌های هوایی نسبت تغییرات در سطح و حجم ریه در دو حالت دم و بازدم عوض خواهد شد، به بخش‌بندی تصاویر نسج ریه می‌پردازیم و از بخش‌بندی راه‌های هوایی صرف‌نظر می‌کنیم.

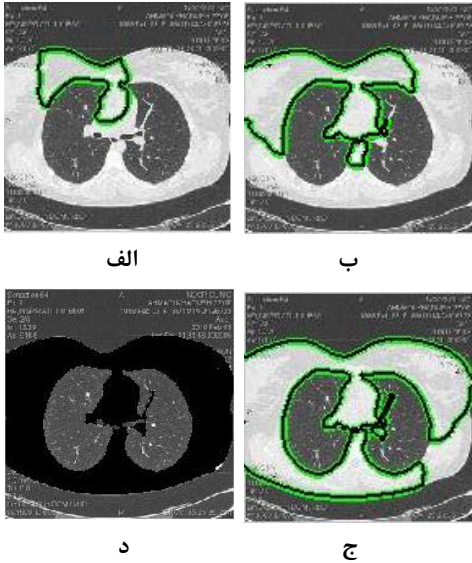
به طور کلی روش‌های بخش‌بندی را می‌توان به سه دسته ساختاری، آماری و ترکیبی تقسیم بندی نمود. در روش‌های ساختاری ویژگی‌های ساختاری مانند سطح و حجم استخراج می‌شوند. روش‌های آماری بخش‌بندی را بر اساس اطلاعات آماری تصاویر انجام می‌دهند. در روش‌های ترکیبی بخش‌بندی بر اساس اطلاعات نواحی یکنواخت همراه با اطلاعات حداقل نواحی انجام می‌پذیرد [۱۴].

با توجه به ساختار غیر یکسان و پیچیده ریه در طول عرض روش‌های متعدد بخش‌بندی مورد ارزیابی قرار گرفت و در نهایت روش بخش‌بندی کانتورهای فعال (Active Contours) که جزو روش‌های ترکیبی محسوب می‌شوند، انتخاب گردید. در این روش انرژی کانتور از سه

اسپیرومتری، گرفتن نمونه گاز خون شریانی و عکس برداری از قفسه سینه انجام می‌پذیرد که در نهایت پزشک باید با بررسی نتایج و استفاده از تجارب خویش تشخیص خود را انجام دهد. عواملی همچون خطای انسانی و عدم دسته بندی صحیح بر حسب شدت بیماری نیاز به یک روش مکانیزه برای تشخیص بیماری و کلاسه بندی بیماران را مبرم و کارساز می‌سازد.

تاکنون مطالعات گوناگونی در این زمینه صورت گرفته است که در زیر به تعدادی از آن‌ها اشاره می‌شود. در سال ۲۰۰۹ میلادی ون‌بک و همکارش به بررسی روش‌های مختلف برای افزایش کنتراست و اخذ جزئیات بیشتر ریه‌ها در تصویربرداری از بیماران انسداد ریوی پرداختند [۹]. در همین سال ک. ال. فلهرتی به مرور بیماری‌های ریوی با توجه به تصاویر سی‌تی‌اسکن پرداخت و ویژگی‌های کمی و کیفی بدست آمده از بیماران را مورد ارزیابی قرار داد [۱۰]. مجدداً در سال ۲۰۰۹ فین و همکاران بررسی شکل‌شناسی راه‌های هوایی و چگالی جرمی بافت در شدت‌های مختلف از بیماری انسدادی آسم را انجام دادند [۱۱]. با بررسی مقالات و پژوهش‌های سال‌های اخیر به این نتیجه می‌رسیم که در اکثر موارد بررسی ویژگی‌های تصاویر بیماران بعد از تشخیص بیماری توسط پزشک متخصص انجام شده است. حال آنکه تشخیص وجود بیماری و بیان درصد شدت بیماری‌های فوق، مرحله مهمی در کمک به پزشک و بیمار خواهد بود. با عنایت به نیاز مطرح شده در این زمینه، روشی نوین در تشخیص این نوع بیماری‌ها با استفاده از تصاویر گرفته شده از بیمار مطرح می‌گردد که علاوه بر تشخیص و تعیین احتمال وجود بیماری در شخص، قابلیت بیان خودکار شدت بیماری را نیز خواهد داشت.

روش پیشنهادی در این تحقیق دارای دو مرحله اصلی است: (۱) استخراج اطلاعات از تصاویر پشت سر هم و بخش‌بندی شده در دو حالت دمی و بازدمی، (۲) تحلیل اطلاعات استخراج شده از تصاویر در سطح و حجم. بدین منظور پایگاه داده‌ای ۲۰ نفری شامل ۱۰ فرد سالم و ۱۰ بیمار تشکیل گردید. تصاویر مورد استفاده توسط دستگاه سی‌تی‌اسکن زیمنس ۶۴ برشه با قدرت تفکیک فضایی



شکل ۲: نتایج حاصل از بخش‌بندی الف- نتیجه در تکرار ۱۲۰، ب- نتیجه در تکرار ۴۶۰، ج- نتیجه در تکرار ۸۴۰، د- نتیجه تفریق تصویر بخش‌بندی شده (تکرار ۱۰۰۰) از تصویر اصلی

دارد که ریه راست را به سه لوب فوقانی، میانی و تحتانی تقسیم می‌کند در حالی که روی سطح خارجی ریه چپ فقط یک شیار مایل وجود دارد که آن را به دو لوب فوقانی و تحتانی تقسیم می‌کند. ساختمان برونش‌های اصلی به طور تقریبی شبیه نای می‌باشد اما با یکدیگر قرینه نیستند. هر برونش اصلی به طرف ناف ریه مربوطه رفته و به برونش‌های لوبی تقسیم می‌شود. دو برونش لوبی در ریه چپ و سه برونش لوبی برای ریه راست داریم که هر برونش لوبی هوا رسانی یک لوب را به عهده دارد. با معلومات فوق تناظر تصاویر بدست آمد.

۴- استخراج ویژگی

در این مرحله به بررسی تصاویر دو کلاس سالم و بیمار پرداختیم تا ویژگی‌هایی متناسب با بیماری‌های فوق استخراج گردند. در این راستا ویژگی‌های گوناگونی استخراج و بررسی گردید. با توجه به تحلیل‌های انجام شده و میزان اثربخشی نتایج، دو ویژگی تغییرات سطح و تغییرات حجم که به صورت بارزتر بیماری را مشخص می‌سازند، به عنوان نشان دهنده بیماری و سلامت در شخص معرفی می‌شوند. در نهایت به منظور کلاس‌بندی تصاویر، توزیع آماری این ویژگی‌ها بدست می‌آید و ترشولد سخت تفکیک کننده دو کلاس برای هر ویژگی بیان می‌گردد.

انرژی درونی، خارجی و محدودیت تشکیل شده است که به مجموع انرژی‌های فوق انرژی مار (snake) می‌گویند. با توجه به شکل، شدت روشنایی و دقت مطلوب انرژی فوق تعریف می‌شود. هنگامی که به لبه‌های شکل برسیم انرژی فوق کمینه می‌گردد، لذا نقطه توقف عملیات بخش‌بندی خواهد بود.

$$V = [v_1, \dots, v_n] \quad (1)$$

$$v_i \in I = \{(x, y) | x, y = 1, 2, \dots, M\} \quad (2)$$

$$E_{snake} = \int_0^1 E_{snake}(v(s)) ds \quad (3)$$

$$= \int_0^1 E_{Internal}(v(s)) ds + \int_0^1 E_{External}(v(s)) ds + \int_0^1 E_{Constr int}(v(s)) ds$$

V بیانگر نقاط کنترلی یا همان نقاط اولیه شروع عملیات است. همان‌طور که در معادله ۲ اشاره شده است نقاط کنترلی باید با توجه به اندازه تصویر که در این جا M در M فرض شده است از پیکسل‌های تصویر انتخاب شوند. در معادله ۳ به انرژی‌های تشکیل دهنده انرژی مار اشاره شده است. در روش فوق تنها از یک نقطه کنترلی در بیرون از نسج ریه استفاده گردید سپس با تکرارهای متناوب کانتور شروع به رشد می‌نماید تا جایی که انرژی کانتور کمینه گردد که این مکان‌های توقف همان لبه‌های تصویر خواهند بود [۱۵]. با انتخاب تکرار ۱۰۰۰ این روش با درصد خطای قابل قبولی عمل جداسازی نسج ریه را از تصاویر سی‌تی انجام داد. شکل ۲ نتایج حاصل را در نقاط مختلف تکرار روش فوق نشان می‌دهد.

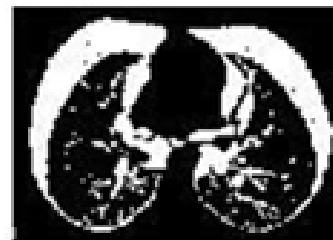
۳- تناظر تصاویر دمی و بازدمی

در این قسمت باید تصاویر متناظر در هر بیمار بدست بیاید که این امر با توجه به شکل ریه و ساختارهای آناتومیکی آن انجام می‌شود. هر ریه تا حدودی مخروطی شکل می‌باشد و قاعده هر ریه مقعر بوده و روی دیافراگم قرار دارد. کناره قدامی ریه نازک بوده و قلب را می‌پوشاند و کناره قدامی ریه چپ در ناحیه قلب دارای یک بریدگی به نام بریدگی قلبی می‌باشد. کناره خلفی ریه ضخیم بوده و در کنار ستون فقرات قرار دارد که دارای یک سطح دنده‌ای محدب متناسب با جدار توراکس می‌باشد. روی این سطح در ریه راست، شیاری عمیق مایل و افقی وجود

۴-۱- تغییرات سطحی ریه

ظرفیت حیاتی (vital capacity)، مقدار هوایی است که در یک بازدم عمیق پس از یک دم عمیق می‌توان از ریه خارج کرد. با توجه به نتایج اسپیرومتری در دو کلاس بیماران انسداد ریوی و افراد سالم و تحلیل منحنی TLC (Total Lung Capacity) در ظرفیت‌های دمی و بازدمی به این نتیجه می‌رسیم که افراد دچار این نوع بیماری‌ها ظرفیت حیاتی کمتری نسبت به افراد سالم دارند به عبارت دیگر نمی‌توانند به خوبی هوای دمیده شده را خارج سازند. برای آشکارسازی این موضوع از تغییرات مساحت نسج ریه به عنوان ویژگی محاسبه ظرفیت حیاتی استفاده می‌نماییم.

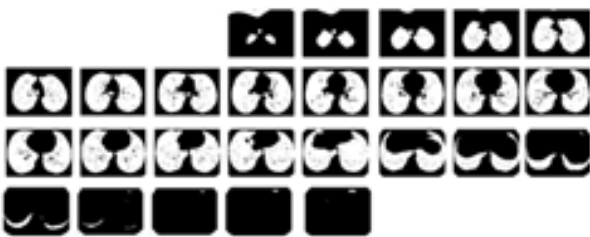
برای حذف تاثیر جثه افراد در نتایج مقدار اختلاف مساحت‌ها به مساحت در حال دم تقسیم گردید، لذا پارامتری بین ۰ و ۱ بدست خواهد آمد که هر چه مقدار فوق نزدیک‌تر به صفر باشد بیانگر میزان انسداد بیشتری در آن موضع خواهد بود. شکل ۳ نتایج میزان تغییرات را در دو حالت نشان می‌دهد.



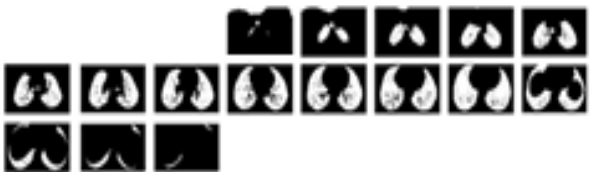
شکل ۳: مقایسه سطحی تصاویر

گرفت. در این ویژگی دیگر نیازی به بدست آوردن تصاویر متناظر نمی‌باشد. برای کمتر شدن پیچیدگی از هر ۱۷ میلی متر یک داده برداشته شد. در شکل ۴ و شکل ۵ نتایج حاصل از باینری کردن تصاویر دم و بازدم کامل برای محاسبه حجم نمایش داده شده است.

مزایای این ویژگی نسبت به ویژگی قبلی عدم نیاز به ایجاد تناظر بین تصاویر دمی و بازدمی است بعلاوه اینکه چون کل حجم ریه مورد بررسی قرار می‌گیرد نتایج دقیق‌تر و قابل استنادتر خواهند بود و به محل آسیب دیدگی بستگی نخواهد داشت.



شکل ۴: تصاویر باینری در حالت دم کامل



شکل ۵: تصاویر باینری در حالت بازدم کامل

۵- ارزیابی

نتایج حاصل از استخراج ویژگی‌ها بر روی تصاویر افراد سالم و بیمار بررسی گردیدند. جدول ۱ مقدار ویژگی‌های مذکور بر روی تصاویر افرادی که به تشخیص پزشک متخصص سالم بودند، را نشان می‌دهد. جدول ۲ نیز نتایج بدست آمده بر روی تصاویر بیماران می‌باشد. برای تغییرات سطحی، تصاویر مقاطع کارینا استفاده گردیدند. در جدول ۳ میانگین و واریانس ویژگی‌ها برای هر دو کلاس سالم و بیمار بدست آمده است. با توجه به نتایج بدست آمده، ویژگی دوم به علت بررسی کلیه برش‌ها دقیق‌تر می‌باشد. با توجه به نرمالیزه کردن نتایج، تاثیر جنس و سن نمونه‌ها تا حد زیادی کاهش پیدا کرده است.

مشکل این روش بیان آسیب تنها در موضع انتخابی است. همچنین نیاز به ایجاد تناظر بین تصاویر می‌باشد و در صورتی که بتوان این مرحله را حذف نمود دیگر نیازی به حضور پزشک در انجام این آزمایش تشخیصی نخواهد بود.

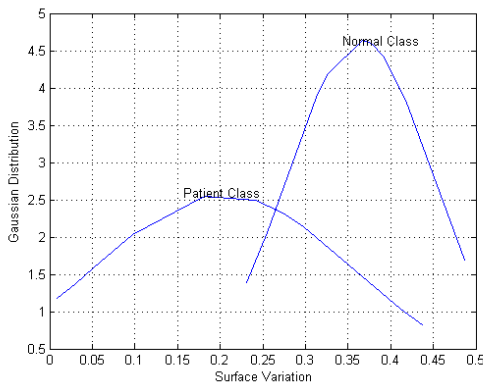
۴-۲- تغییرات حجمی ریه

به علت مشکلاتی که ویژگی قبل داشت این بار به محاسبه تغییرات حجمی در دو حالت دمی و بازدمی به جای تغییرات سطحی می‌پردازیم. به عبارت دیگر روش قبلی در ۳ بعد انجام خواهد شد. بدین صورت که به جای تغییرات مساحت تغییرات حجم مورد بررسی قرار خواهد

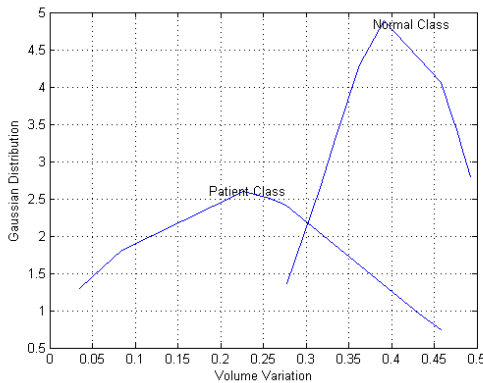
جدول ۱: دو ویژگی استخراج شده از تصاویر افراد بیمار

شماره نمونه	سن	جنس		تشخیص پزشکی	ویژگی اول	ویژگی دوم
		مرد	زن			
۱	۴۰	*		بیمار	۰.۰۹۷	۰.۰۳۵
۲	۸۱		*	بیمار	۰.۰۵۱	۰.۰۸۵
۳	۳۸	*		بیمار	۰.۴۳۷	۰.۴۵۸
۴	۷۰	*		بیمار	۰.۲۹۸	۰.۲۶۳
۵	۴۲		*	بیمار	۰.۱۸۱	۰.۲۲۷
۶	۷۴	*		بیمار	۰.۲۷۴	۰.۲۷۶
۷	۴۸	*		بیمار	۰.۲۴۱	۰.۲۵۷
۸	۷۷		*	بیمار	۰.۰۳۰	۰.۰۷۳
۹	۸۸		*	بیمار	۰.۰۰۹	۰.۰۵۰
۱۰	۴۹	*		بیمار	۰.۴۱۲	۰.۴۳۳

سخت تشخیص بیماری و سلامت ۰.۲۶۵ بدست می آید. شکل ۶ نتیجه توزیع این دو کلاس را نشان می دهد. هر چقدر مقدار ویژگی بدست آمده بزرگتر از آستانه باشد بیانگر سلامت و احتمال کمتر وجود بیماری در شخص خواهد بود. در مقابل در صورتی که این ویژگی در فردی کوچکتر از آستانه فوق بدست بیاید، احتمال وجود بیماری انسدادی در آن شخص بیشتر خواهد بود و با توجه به شدت بیماری مقدار فوق دورتر از آستانه تشخیصی و نزدیک تر به مقدار صفر می باشد.



شکل ۶: توزیع آماری تغییرات سطحی دو کلاس



شکل ۷: توزیع آماری تغییرات حجمی دو کلاس

برای تغییرات حجمی در کلاس بیمار میانگین ۰.۲۱۶ با انحراف معیار ۰.۱۵۳ و در کلاس سالم میانگین ۰.۴۰۷ با انحراف معیار ۰.۰۸۰ بدست آمد. استفاده از قانون بیز در این ویژگی سطح آستانه تشخیصی را ۰.۳۰۵ نشان می دهد. شکل ۷ آستانه فوق را نشان می دهد. به منظور اطمینان از صحت کلاس بندی و استقلال دو کلاس تشخیصی آزمون t بر روی دادگان اعمال گردید. در زیر به نتایج این آزمون اشاره می گردد. برای تغییرات سطحی

جدول ۲: دو ویژگی استخراج شده از تصاویر افراد سالم

شماره نمونه	سن	جنس		تشخیص پزشکی	ویژگی اول	ویژگی دوم
		مرد	زن			
۱	۴۳		*	سالم	۰.۴۱۸	۰.۴۷۶
۲	۲۲		*	سالم	۰.۳۹۲	۰.۴۵۸
۳	۲۷	*		سالم	۰.۲۳۱	۰.۲۷۸
۴	۴۴	*		سالم	۰.۲۵۵	۰.۳۱۷
۵	۴۳		*	سالم	۰.۴۸۲	۰.۴۹۳
۶	۳۹	*		سالم	۰.۴۸۷	۰.۴۷۲
۷	۴۸	*		سالم	۰.۳۶۷	۰.۳۹۱
۸	۵۳	*		سالم	۰.۳۷۷	۰.۴۸۵
۹	۴۵	*		سالم	۰.۳۲۵	۰.۳۶۳
۱۰	۴۴	*		سالم	۰.۳۱۳	۰.۳۳۵

جدول ۳: میانگین و انحراف معیار (STDEV) ویژگی های استخراج شده در دو کلاس بیمار و سالم

نوع کلاس	تعداد نمونه کلاس	میانگین ویژگی اول	STDEV ویژگی اول	میانگین ویژگی دوم	STDEV ویژگی دوم
بیمار	۱۰	۰.۲۰۳	۰.۱۵۵	۰.۲۱۶	۰.۱۵۳
سالم	۱۰	۰.۳۶۵	۰.۰۸۶	۰.۴۰۷	۰.۰۸۰

در مورد تغییرات سطحی در جامعه آماری بررسی شده در کلاس بیمار میانگین ۰.۲۰۳ با انحراف معیار ۰.۱۵۵ و در کلاس سالم میانگین ۰.۳۶۵ با انحراف معیار ۰.۰۸۶ بدست آمد. با استفاده از تئوری بیز و تخمین پارامتریک تابع چگالی احتمال به صورت تابع گوسی، سطح آستانه

شدت و گسترش بیماری در نسج ریه را دارد. لذا در مقایسه با کارهای مشابه در این زمینه از کارایی بالاتری برخوردار خواهد بود. بعنوان کارهای آینده می‌توان به بهره‌گیری از روش‌های شناسایی الگو برای دسته بندی و افزایش نمونه‌ها برای تعیین بهتر حدود آستانه تفکیکی اشاره کرد.

سپاسگزاری

بدین وسیله از حمایت‌های انستیتو پرتویزشکی نوین و کلینیک تصویربرداری نور در اخذ تصویر و ایجاد پایگاه داده برای پژوهش فوق‌قدردانی می‌نمایم .

مراجع

- [۱] W. V. Cardoso and W. M. Turlbeck, "Pathogenesis and terminology of emphysema," American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, pp. ۱۳۸۳, ۱۹۹۴.
- [۲] GL. Snider, "Pathogenesis and terminology of emphysema," American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, pp. ۱۳۸۲-۱۳۸۳, ۱۹۹۴.
- [۳] N. L. Muller and W. M. Thurlbeck, "Emphysema: definition, imaging and quantification," AJR, pp. ۱۰۱۷-۱۰۲۵, ۱۹۹۵.
- [۴] A. F. Barker and E.J. Bardana "Bronchiectasis: update on an orphan disease," Am Rev Res Dis, pp. ۹۶۹-۹۷۸, ۱۹۸۸.
- [۵] W. Stanford and J. R. Galvin, "The diagnosis of bronchiectasis," Clin Chest Med, pp. ۶۹۱-۶۹۹, ۱۹۸۸.
- [۶] A. L. Davis and SH .Salzman, "Bronchiectasis. In: Chernaick NS," ed. Chronic Obstructive Pulmonary Disease. Philadelphia: WB saunders, pp. ۳۱۶-۳۳۸, ۱۹۹۱.
- [۷] Death-types. <http://www.wrongdiagnosis.com/>, Retrived on may ۲۱, ۲۰۱۰.
- [۸] COPD. <http://www.emedicinehealth.com/>, Retrived on may ۲۱, ۲۰۱۰.
- [۹] E. J. R. van Beek, E. A. Hoffman, "Imaging in COPD," Imaging Decision, Bayer HealthCare Journal, Volume ۱۳, Number ۱, Spring ۲۰۰۹.
- [۱۰] K. R. Flaherty, "Idiopathic Pulmonary Fibrosis: The Importance of Qualitative and Quantitative Phenotyping," Imaging Decision, Bayer HealthCare Journal, Volume ۱۳, Number ۱, Spring ۲۰۰۹.
- [۱۱] S. B. Fain, E. T. Peterson, R. L. Sorkness, S. Wnzl, M.Castro, and W. W. Busse, "Severe Asthma Research Program – Phenotyping and Quantification of Severe Asthma," Imaging Decision, Bayer HealthCare Journal, Volume ۱۳, Number ۱, Spring ۲۰۰۹.
- [۱۲] N. L. Muller, "Clinival value of high resolution CT in chronic diffiuse lung disease," AJR, pp. ۱۱۶۳-۱۱۷۰, ۱۹۹۱.
- [۱۳] S. L. Primack and N. L. Muller, "High-resolution computed tomography in acute diffuse lung disease in the immunocompromised patient," Rad Clin N Am, pp. ۷۳۱-۷۴۴, ۱۹۹۴.
- [۱۴] S. Lakare and A. kaufman, "۳D Segmentation Techniques for Medical Volumes," Technical Report, State University of New yourk, ۲۰۰۰.
- [۱۵] A. A. Amini, S. Tehrani, and T. E. Weymouth, "Using Dynamic Programing for Minimizing the Energy of Active Contours in the Preceence of Hard Constraints," Proceedings of the International Conferance on Computer Vision, Tampa Bay (FL), pp. ۹۵-۹۶, ۱۹۸۸.

درجه آزادی توزیع آماری دادگان ۱۴.۰۶ می‌باشد. با تعریف سطح ریسک ۰.۰۵ اندازه مقدار این آزمون ۲.۸۸ بدست آمد که از ۱.۷۶ که سطح بالای دنباله (tail) در جدول t است بزرگتر می‌باشد، لذا فرض خلف یکسان بودن میانگین‌های دو کلاس با خطای ۰.۰۰۶ رد می‌شود. به همین ترتیب برای تغییرات حجمی درجه آزادی توزیع بدست آمد و اندازه مقدار این آزمون ۳.۴۹ می‌شود که بیانگر استقلال میانگین‌های دو کلاس با درصد خطای ۰.۰۱۹ خواهد بود. نتایج آزمون فوق نیز تاییدی بر صحت کلاس‌های تعریفی در این پژوهش است.

۶- نتیجه‌گیری

تاکنون روش‌های مختلفی برای بخش‌بندی ریه ارائه شده است ولی در استفاده از نتایج کار و تحلیل نتایج در راستای کمک به پزشک در بیماری‌های ریوی خلایی احساس گردید. در این مقاله با توجه به نیازی که در زمینه تشخیص بیماری‌های انسدادی برای پزشکان و بیماران وجود داشت به تحلیل تصاویر ریه بیماران و افراد سالم پرداختیم و روشی نوین برای شناسایی و تقسیم‌بندی خودکار بیماران پیشنهاد کردیم.

به منظور فوق‌ابتدا روش‌های مختلف بخش‌بندی تصاویر پزشکی مورد ارزیابی قرار گرفت و در نهایت روش کانتورهای فعال با توجه به بخش‌بندی قابل قبول نسج ریه انتخاب گردید. سپس تصاویر دو بعدی را با توجه به ساختارهای آناتومیکی حجمی ریه متناظر کرده و تغییرات سطح به صورت نرمالیزه بیان گردید. به علت اینکه محل آسیب دیدگی در نتایج کار اثرگذار بود به استخراج پارامتر دیگری پرداختیم و تغییرات حجمی بدست آمد.

در انتها نتایج کار با دادگان اخذ شده مورد ارزیابی قرار گرفت و سطح آستانه تفکیک سالم و بیمار بدست آمد. با بررسی تغییرات سطح و حجم بر روی تصاویر بیماران و افراد سالم کارایی متد پیشنهادی در اکثر موارد بخوبی مشخص می‌باشد. روش پیشنهادی بدون نیاز به حضور پزشک متخصص توانایی انجام تشخیص و تخمین