



روشی جدید مبتنی بر بهینهسازی برای تخمین و تعیین موقعیت فضایی حجم هوای درون ریه از تصاویر CT سهبعدی ریه

هادي مقدس دستجردي'، محمدرضا احمدزاده'، مهدي كرمي"، فرزين غياثي"، عباس ساماني"

^۱ دانشجوی دکتری مهندسی برق، گروه مخابرات، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، اصفهان، اصفهان، ahmadzadeh@cc.iut.ac.ir ^۲ دانشیار، گروه مخابرات، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، اصفهان، ahmadzadeh@cc.iut.ac.ir ۳_دانشیار، گروه رادیولوژی، مرکز تحقیقات پردازش تصویر و سیگنال پزشکی، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، اصفهان، اصفهان، اصفهان، m_karami@med.mui.ac.ir ۴_استادیار، گروه داخلی-تنفس، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مافهان، اصفهان، اصفهان، اصفهان، اصفهان، m_karami@med.mui.ac.ir ۴_استادیار، گروه داخلی-تنفس، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، اصفهان، اصفهان، اصفهان، m_karami@med.mui.ac.ir ۴_استادیار، گروه داخلی-تنفس، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، اصفهان، اصفهان، اصفهان، ا ۴ دانشیار، دانشکده فیزیک پزشکی، آزمایشگاههای تحقیقاتی تصاویر پزشکی، موسسه تحقیقاتی ربارتز، دانشگاه و سترن آنتاریو، کانادا، هریز ای همهانه اصفهان ا

چکیده: یکی از مهمترین آزمونهای تشخیص بیماریهای ریوی، اندازه گیری حجم هوای ریه است. در این مقاله یک الگوریتم تمامخودکار که پیشتر توسط نویسندگان مقاله برای تخمین حجم هوای درون ریه با استفاده از تصاویر CT ارائه شده بود، توسعه داده شده است. در این الگوریتم، به منظور بخش بندی نواحی حاوی هوا در ریه ابتدا با بهینهسازی یک تابع هزینه مبتنی بر مباحث بیوفیزیک بافت ریه، محدوده و کسلهای هوای درون ریه تعیین می شود. در این مقاله به منظور حل مسئله بهینه سازی روشی ساختاریافته و خودکار برای محاسبه حدس اولیه محدوده پاسخ پیشنهاد شده است. برای تعیین موقعیت فضایی نواحی حاوی هوا نیز از یک روش بازسازی مدل سه بعدی استفاده شده است. علاوه بر آن، کارایی الگوریتم پیشنهاد شده است. برای تعیین موقعیت فضایی نواحی حاوی هوا نیز از یک روش بازسازی مدل سه بعدی استفاده شده است. علاوه بر آن، کارایی الگوریتم پیشنهادی با استفاده از تصاویر یک ریه با حجم هوای کنترل شده در شرایط آزمایشگاهی و همچنین تصاویر کلینیکی پایگاه های داده معتبر بررسی شده است. همچنین عملکرد روش های منتی بر اندازه گیری حجم ریه و روش های مبتنی بر اندازه گیری مستقیم حجم هوای ریه مورد ارزیابی و مقایسه قرار گرفته است. نتایج به دست آمده نشان دهنده دقت بالای الگوریتم پیشنهادی در تخمین حجم هوای ریه و مقاوم بودن نسبت به کاهش رزولوشن است.

كلمات كليدى: بهينهسازى، تخمين حجم هوا، اثر حجم جزئى، ريه، تصاوير CT.

A New Optimization Based Method for Estimation and Spatial Localization of Lung's Air Volume from 3D CT Images

Hadi Moghadas-Dastjerdi, Mohammadreza Ahmadzadeh, Mahdi Karami, Farzin Ghiasi, Abbas Samani

Abstract: Lung's air volume estimation is of great importance in lung disease diagnosis. In this paper a fully automatic algorithm, which we presented recently to estimate the lung's air volume from CT-images, is more developed. In this algorithm, first a suitable cost function is introduced based on the long parenchyma physics to determine the voxels of lung's air region. In this paper, a fully automatic framework is proposed to calculate the initial guess for the solution of the optimization problem. Moreover, a 3D model reconstruction technique is utilized to determine spatial localization of the lung's air region in 3D CT-images. Furthermore, the performance of the whole-lung-volume-based methods and direct lung's air volume measurment methods are compared and investigated. In order to evaluate the accuracy, porcine's lung images and clinical human's lung images from reliable databases are fed to the proposed algorithm. The significant accuracy and robust performance of the proposed algorithm is illustrated with respect to the resolution reduction of CT-images.

Keywords: Optimization, air volume estimation, lung, partial volume effect, CT images.

۱- مقدمه

بر اساس گزارشهای سازمان جهانی بهداشت، بیماریهای ریه از مهمترین عوامل تهدیدکننده سلامت بشر هستند. درحالیکه نرخ مرگومیر ناشی از سایر عوامل پرخطر همچون سرطان، سکته مغزی و قلبی روندی نزولی نشان میدهند، آمار نرخ مرگومیر ناشی از بیماریهای ریه روندی صعودی دارد. بهعنوان نمونه، چنین پیش بینی شده است که بیماری مزمن انسدادی ریه ((COPD) تا سال ۲۰۲۰ میلادی در جایگاه سومین عامل کشنده بشر قرار گیرد [۱]. افزایش روزافزون بیماریهای ریوی موجب جلب توجه بیش از پیش پژوهشگران نسبت به بهبود و ارتقای روشهای تشخیص و درمان این حوزه شده است. ازآنجاکه مهمترین کارکرد ریه تبادل گازهای تنفسی در حین تنفس است، ارزیابی حجمهای ریوی و تغییرات آن بهمنظور سنجش عملکرد سیستم تنفسی و تشخیص عیب توسط پژوهشگران مورد مطالعه قرار گرفته است [۲]، [۳]. در سالهای اخیر استخراج اطلاعات و آنالیز دادههای موجود در تصویر در طیف گستردهای از کاربردها مورد توجه یژوهشگران قرار گرفته است [۴]. امروزه تصویربرداری یکی از مهمترین ابزارهای تشخیصی در معاینات پزشکی ریه محسوب میشود [۵]. به همین منظور، پژوهشها منجر به توسعه روشهایی برای بررسی تصاویر ریه در فاز دم و بازدم شدهاند، چراکه این تصاویر بخش جداییناپذیر طیف وسیعی از فر آیندهای تشخیص و درمان بیماریهای ریه هستند [۶]-[۱۲]. تخمین مشخصات دینامیکی دستگاه تنفسی همچون تغییرات حجم هوا [۶]–[۹] و نحوه تغییر شکل بافت آن [۱۰]–[۱۲] اغلب دو هدف عمده از بررسی مجموعه تصاویر CT ریه، که مودالیتی اصلی تصویربرداری از ریه است، محسوب می شود. در این راستا، در دست داشتن روش مؤثری برای تخمین حجم هوای ریه در تصاویر CT، بهویژه در مورد بیمارانی که توانایی انجام سایر روشهای تشخیصی را ندارند، بسیار مهم بوده و اطلاعات پرارزشی را در اختیار قرار میدهد [۲]، [۳]. اولین گام برای تخمین حجم هوای ریه، تشخیص نواحی حاوی هوای ریه در تصاویر از طریق بخش بندی ٔ است. به دلیل شکل هندسی بسیار پیچیده کیسههای هوایی و مجاری ریه، روشهای رایج بخشبندی همچون مجموعه سطح " [۱۳] و یا الگوهای دگردیس پذیر اً [۱۴] برای استفاده در کاربرد بخشبندی هوا در تصاویر سهبعدی ریه مناسب نبوده و کمتر مورداستفاده قرار گرفتهاند. دلیل این موضوع از بار محاسباتی بالا و تمایل این الگوریتمها به برآورده کردن عبارت (ترم) خمیدگی ناشی میشود. استفاده از روش های مبتنی بر آستانه در چنین مسائل با هندسه پیچیدهای میتواند راهحل مناسبی باشد. اما باید توجه کرد که دقت نتایج حاصله از بخشربندی تصویر مبتنی بر آستانه شدیداً بهدقت مقادیر

انتخاب شده بهعنوان آستانه وابسته است. برای یافتن این مقادیر، اغلب داده های توزیع چگالی آماری تصویر همچون هیستوگرام مورداستفاده قرار میگیرد. بهطورمعمول، نقاط بیشینه هیستوگرام برای انجام یک بخش بندی خام مورداستفاده قرار گرفته و سپس در یک مرحله اضافی و با تنظیم دقیق پارامترها نتایج دقیق تری حاصل می شود.

بهعنوان یکی از اولین پژوهشها در این حوزه، Gamsu و همکارانش از تصاویر اشعه ایکس در راستای محورهای قدامی-خلفی و جانبی از قفسه سینه برای تخمین حجم کل ریه و حجم بازدمی فعال در یک ثانیه^۵ (FEV) استفاده کردند [۱۵]. در سال Kauczor ۱۹۹۸ و همکارانش یک روش خودکار مبتنی بر آستانه برای بخش بندی کل ریه در مجموعه تصاویر متوالی CT مارپیچ که در انتهای دم و بازدم ثبت شده بودند ارائه کردند [۱۴]. در این روش آستانههای مختلفی که بهصورت تجربی بهدستآمده بود برای تخمین حجمهای ریه به کار گرفته شد. چند سال بعد همین گروه، از مقادیر آستانه که بهوسیله آزمایش بهدستآمده بود برای تخمین محدوده هوای تهویه شده درون ریه در تصاوير 3He MRI مربوطه استفاده كردند [۱۷]. بهمنظور افزايش دقت، آنها بهصورت دستی خطاهای تصویر را حذف کرده و حجم تفکیکشده نواحی حاوی هوا و بافت را بر اساس یک نرخ ۰/۸۲ که بهصورت تجربی بهدستآمده بود، تخمین زدند. در سالهای اخیر Fleming و همکارانش تلاش کردهاند تا نرخ محاسبه شده برای نسبت هوا و بافت را برای کاربردهای کلینیکی بهبود ببخشند [۱۸]. اما وابستگی شدید به پارامترهایی که مقادیرشان بهصورت تجربی محاسبه میشوند و نیز نامشخص بودن تفکیک فضایی محدوده هوا و بافت درون ریه در چنین پژوهش هایی، فرصت توسعه روش های دقیق تر برای تخمین حجم هوای ریه را خالی گذاشته است. بهعنوان نمونه، Goris و همکارانش از مقادیر آستانه بهدستآمده با آزمایش های تجربی برای سنجش کمی میزان گیرافتادگی هوا در تصاویر متوالی CT با رزولوشن بالا که در حین تنفس از بیماران فیبروز سیستیک^² ثبت شده بود، استفاده کردند [۱۹]. همچنین، Zaporozhan و همکارانش مقادیر آستانه پایین و بالایی که به صورت عملی به دست آمده بود را برای بخش بندی تصاویر CT و MRI باهدف تخمین حجمهای تهویه شده در هر یک از دو قسمت ریه در بیمارانی که پیوند ریه انجام داده بودند، به کار گرفتند [۲۰]. همانطور که پیش تر گفته شد، در کاربردهای کلینیکی پارامترهای متنوع تصويربردارى همچون ميزان رزولوشن مختلف تصوير مورداستفاده قرار میگیرد. درنتیجه این تنوع، بکار گیری مقادیر آستانه تجربی بهمنظور استفاده وسيع براي تصاوير مختلف از اعتبار كافي برخوردار نبوده و منجر به کاهش دقت نتایج بخشبندی و حجم هوای تخمینزدهشده خواهد شد. بنابراین در دست داشتن روشی که نسبت به تغییر پارامترهای تصویر مقاوم باشد، ارزشمند خواهد بود. نقطه ضعف اصلی اکثر رویکردهای

¹ Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD) ² Segmentation

³ Level Set

⁴ Deformable Models

⁵ Forced Expiratory Volume in 1 s (FEV₁)

⁶ Cystic Fibrosis

تجربی پیشنهاد داده شده برای بخش بندی ریه ناشی از عدم قابلیت تطبیق پذیری بهمنظور شخصی سازی آستانه های بالا و پایین بخش بندی بر مبنای کاربرد خاص موردنظر است. بهعلاوه، اکثر این روشها کل محدوده ریه شامل هوا و بافت ریه را بخشبندی میکنند. هرچند همانطور که اشاره شد، دستهای از پژوهشگران حجم هوای ریه را از روى حجم كل ريه با اعمال يك ضريب اصلاح تجربي تخمين زدهاند اما این روش نیز به دلیل استفاده از مقادیر تجربی به دلایل شرحدادهشده کارایی لازم را نداشته و خطای حجم هوای تخمین زده را افزایش مىدهد. يک حوزه قابل توجه ديگر در بخش بندى تصاوير ريه، دستيابي به روشی است که قادر باشد اطلاعاتی راجع به محدوده فضایی نواحی حاوی هوا و بافت در ریه را در اختیار قرار دهد. چنین اطلاعاتی در کاربردهایی ازجمله تحلیل ساختار جراحت و یا گیر افتادگی هوا بسیار ارزشمند خواهد بود. اگرچه امروزه روشهای آستانه گذاری بهینه کارآمدی از سوی پژوهشگران ارائه شدهاند، اما چنین روشهایی تنها بهمنظور جداسازی ناحیه ریه از پسزمینه در بخشبندی کل ریه قابل استفاده است. به عنوان مثال روش Otsu در تعدادی از مقالات ازجمله [۲۱]، [۲۲] بهعنوان یک مرحله اولیه در بخش بندی کل ریه بکار گرفته شده است. اما استفاده از چنین روش هایی برای بخش بندی هوای درون ریه، بهعنوان یک بخش میانی که لزوماً معیار به کارگرفته شده در روش Otsu را برآورده نمی کند، راهگشا نیست. به علاوه، حجم محاسباتی بالای روش Otsu در تصاویر سهبعدی ریه،که ابعاد قابلتوجهی دارند، نقطه ضعف مهمی برای این روش بوده و منجر به محدودیت استفاده از آن در چنین کاربردهایی شده است.

در سالهای اخیر ایده استفاده از اطلاعات تصاویر متوالی CT ریه در حین تنفس برای بخش بندی هوای ریه پیشنهاد داده شده است [۲۳]. همچنین با توسعه آن، روش جدیدی برای تخمین دقیق حجم هوای ریه ارائه شده است [۲۴]. در این مقاله با توسعه این روش جدید که بر مبنای ترکیب دادههای تصاویر متوالی ریه در فاز دم و بازدم و با هدف تخمین حجم هوای ریه دقیق تر به صورت خود کار عمل می کند، ضمن پیشنهاد یک الگوریتم کامل برای تعیین خودکار محدوده پاسخ اولیه مسئله بهینه سازی، نتایج مقایسه با الگوریتم اندازه گیری حجم ریه، آزمایش بر روی تصویر حیوانی و همچنین پیاده سازی بر روی تصاویر کلینیکی ارائه شده است. علاوه بر آن به منظور فراهم شدن امکان تعیین موقعیت فضایی نواحی حاوی هوا در ریه از یک روش بازسازی سه بعدی استفاده شده است.

در یک دیدگاه کلی، روش بر مبنای یک چارچوب نوین تحلیل تصاویر متوالی CT از ریه استوار است. این روش شامل تشکیل و حل یک مسئله بهینهسازی برای تعیین محدوده وکسل های هوای درون ریه بر مبنای اطلاعات موجود در تصاویر متوالی CT ریه در فاز دم و بازدم میشود و علاوه بر آن از ویژگی های بیوفیزیکی بافت ریه نیز بهمنظور دستیابی به تخمین دقیقتر بهره میبرد. یک ویژگی مهم روش پیشنهاد

داده شده توانایی سامانمند آن برای در نظر گرفتن تأثیر حجم جزئی بافت در محدوده حاوی هوای ریه است. این موضوع منجر به مقاوم بودن عملکرد روش پیشنهادی در مقابل تغییر پارامترهای تصویر، ازجمله رزولوشن، می شود. نتایج به دست آمده از پیاده سازی روش پیشنهادی بر روی داده های حیوانی و انسانی نشان دهنده دقت قابل توجه روش پیشنهادی در دقت و کارایی تخمین حجم هوای ریه در فاز دم و بازدم است. علاوه بر آن، با استفاده از الگوریتم های مدل سازی، محدوده فضایی حاوی هوا از ریه به صورت سه بعدی بازسازی شده است که اطلاعات ارز شمندی در راستای ارزیابی کار کرد تنفسی ریه در اختیار پزشکان قرار می دهد. همچنین، رویکرد مختلف استفاده از اندازه گیری حجم کلی ریه و اندازه گیری مستقیم حجم هوای درون ریه در این مقاله مورد بررسی و مقایسه قرار گرفته است.

۲- مرور روش تخمین حجم هوای ریه [۲۴]

همانطور که پیشتر اشاره شد، در روشهای بخشبندی تصویر مبتنی بر آستانه گذاری، انتخاب آستانههای مناسب و دقیق حیاتی ترین مسئله است. اهمیت این موضوع در تصاویر سهبعدی ریه که دارای میدان تصویر نسبتاً وسیع و تعداد زیادی وکسل (حدود ۳۰ میلیون عدد) هستند، بهمراتب بیشتر است. بنابراین یافتن آستانه صحیح تأثیر زیادی بر دقت نتایج نهایی خواهد داشت. مبنای روشی که در ادامه تشریح خواهد شد استفاده از دو تصویر CT سهبعدی متوالی از ریه، یکی در انتهای بازدم و دیگری انتهای دم است که نقاط تعادل چرخه تنفس هستند. همانطور که در شکل ۱ نمایش داده شده است، در هیستو گرام ترکیبی فازهای دم و بازدم تصاویر ریه دو نقطه A و B محل برخورد ناحیه میانی دو هیستو گرام هستند. این ناحیه که بین نقاط A و B واقع شده است، متناظر با روشنایی وکسل هایی است که بخش مربوط به هوای درون ریه از تصویر را تشکیل میدهند. بهعبارتدیگر این وکسل ها از قسمت بزرگی از هوا و قسمت اندکی بافت نرم تشکیل شدهاند. علاوه بر آن، نشان داده شده است که در هیستوگرام تصاویر ریه محدوده وکسل های دارای روشنایی کوچکتر از نقطه A متناظر با بخش هوای پسزمینه بوده و محدوده و کسل های دارای روشنایی بزرگتر از نقطه B متناظر با بخش بافت نرم است [٢٣]. بهطور کلی، و کسل های دارای روشنایی حوالی نقطه A و B بهطور عمده متناظر با نواحی پیرامونی ریه و مجاری هوایی است که مرز بین هوای پسرزمینه، هوای درون ریه و بافت نرم را تشکیل مىدھند.

Downloaded from joc-isice.ir on 2025-05-25

(٢)



شکل ۱: هیستوگرام ترکیبی تصاویر CT ریه در انتهای دم و بازدم. نقاط A و B محل تقاطع ناحیه بیشینه دوم هیستوگرام ترکیبی دو تصویر دم و بازدم هستند.

اگرچه همانطور که پیش تر گفته شد نقاط A و B تقریب خوبی برای آستانه پایین و بالای الگوریتم بخش بندی هستند، اما می توان با جستجوی مقادیر بهینهای که دو اصل تراکم ناپذیری بافت و ثبات جرم هوا را ارضا کنند تخمین دقیق تری به دست آورد که دقت نتیجه نهایی را به طور مؤثری افزایش خواهد داد.

برای محاسبه مقادیر آستانه بهینه، یک مسئله بهینهسازی بر اساس دو اصل مطرحشده فرمولبندی میشود [۲۴]. در این راهکار، تعبیر فیزیکی اصل ثبات جرم هوا این است که با توجه به ثابت بودن میدان دید تصویر، هرگونه افزایش در میزان حجم هوای پسزمینه (که متناسب با سطح زیر منحنی هیستوگرام دم و بازدم قبل از آستانه پایین است) منجر به کاهش یکسان در میزان حجم هوای درون ریه (که متناسب با سطح زیر منحنی هیستوگرام دم و بازدم بین آستانه پایین و بالا است) خواهد شد و برعکس. همچنین اصل تراکم ناپذیری بافت چنین لازم میدارد که هیستوگرام دم و بازدم بعد از آستانه بالا (که متناظر با بخش بافت نرم است) همگرا شده و اختلاف آنها به سمت صفر میل کند. با در اختیار داشتن تصاویر دم و بازدم چنین تابع هزینهای را میتوان به صورت زیر تعریف کرد:

$$J(I_x, I_y) = \left| \sum_{0}^{I_x} |H_d[I]| - \sum_{I_x+1}^{I_y} |H_d[I]| \right|$$

$$+ \omega \sum_{I_x+1}^{I_{max}} |H_d[I]|$$

$$(1)$$

که ۵ یک ضریب وزنی و H_d[I] تفاضل هیستو گرام تصاویر دم و بازدم است. در حقیقت این تابع شامل دو بخش است که بخش اول اندازه اختلاف بین تغییرات هوای درون ریه و هوای پسرزمینه را نشان داده و بخش دوم تغییر میزان بافت نرم را به دست میدهد. درنتیجه با استفاده از این تابع هزینه و حل مسئله بهینهسازی زیر میتوان حدود آستانه پایین و بالای بهینه که آنها را به ترتیب ΩI و βI مینامیم، محاسبه کرد:

$$\{I_{\alpha}, I_{\beta}\} = \arg\min_{I_{x}, I_{y}} J(I_{x}, I_{y})$$

چنانچه بتوان برای تضمین وجود و یکتایی پاسخ در این مسئله بهینهسازی یک حدس اولیه برای محدوده پاسخ به دست آورد، آنگاه حل این مسئله بهینهسازی از طریق الگوریتم جستجوی جامع دوبعدی در فضای اعداد صحیح بر روی یک همسایگی مناسب اطراف حدس اولیه از پیش محاسبهشده I_A و I_B قابل استفاده خواهد بود. اولین گام برای دستیابی به این حدس اولیه، یافتن نقاط A و B در هیستو گرام ترکیبی تصاویر دم و بازدم است.

از سوی دیگر، باید توجه داشت که ساختار کلیدی بافت ریه در ابعاد میکروسکوپی کیسههای هوایی هستند که قطری معادل ۱۵۰ تا ۵۰۰ میکرومتر (با میانگین ۲۵۰ میکرومتر) در محدوده فشار فیزیولوژیک دارند [۲۵]، [۲۶]. درنتیجه چنانچه اندازه هر وکسل ۱ میلیمتر مکعب در نظرگرفته شود، در هر وکسل تا ۷۰ کیسه هوایی وجود خواهد داشت. اندازه وکسل.ها در تصاویر تابش کمتر اشعه که در تصویربرداری ریه (به دلیل ثبت تصاویر متوالی) رایج است، تا بیش از ۴ میلیمتر نیز میرسد که در این موارد تعداد کیسههای هوایی موجود در هر وکسل به مقدار قابل توجهي افزايش خواهد يافت. بهعلاوه، مكانيسم تغيير شكل كيسههاي هوایی در حین تنفس به شکلی است که ضخامت دیواره آنها در هنگام بازدم به میزان قابل توجهی افزایش می یابد [۲۷]. بنابراین در نظر گرفتن میزان اثر حجم جزئی بافت موجود در محدوده حاوی هوا از ریه درنتیجه نهایی اثر قابلتوجهی خواهد داشت. تصاویر CT بر مبنای نگاشتی از ضرایب تضعیف فتون،های منتشر شده از تیوب اشعه ایکس ثبت می شوند. با توجه به میزان انرژی استفاده شده در ثبت تصاویر CT، ضرایب تضعیف متناظر با وکسل.های حاوی بافت ریه رابطه خطی با چگالی خواهند داشت [۲۸]. بنابراین با استفاده از تحلیل مورفومتریک بافت ریه در [۲۹] روشی برای محاسبه کسری از بافت ریه که در هر وکسل قرار گرفته است، در مقالهای که اخیراً توسط نویسندگان مقاله منتشر شده، ارائه شده است [۲۴]. در این روش، تناسب کسری چگالی بافت ریه موجود در هر وکسل نسبت به چگالی بافت نرم وکسلی که کاملاً از بافت نرم تشکیل شده و حاوی هیچ مقداری از هوا نباشد θ_{vox} نامیده شده و از رابطه زير محاسبه مي شود:

$$\theta_{vox} = \frac{I_{vox} - I_{air}}{I_{tis} - I_{air}} \tag{(Y)}$$

که I_{air} ،I_{vox} و I_{tis} به ترتیب سطح روشنایی وکسل موردنظر، سطح روشنایی وکسل متناظر با بخش هوای پسزمینه و سطح روشنایی وکسل متناظر با بخش بافت نرم هستند. به عبارت دقیق تر، I_{ai} و مزرگ تر I_β ترتیب از مقادیر میانگین سطوح روشنایی کوچک تر از I_α و بزرگ تر به دست میآیند.

$$I_{air} = \frac{\sum_{l=0}^{I_{\alpha}} H[I] I}{\sum_{l=I_{min}}^{I_{\alpha}} H[I]} , I_{tis} = \frac{\sum_{l=I_{\beta}+1}^{I_{max}} H[I] I}{\sum_{l=I_{\beta}+1}^{I_{max}} H[I]}$$
(**¢**)

بنابراین ضریب سهم حجم هوای هر وکسل که به اختصار آن را AVPC_{vox} مینامیم از رابطه زیر محاسبه میگردد: (۵)

درنهایت حجم هوای ریه از رابطه زیر به دست می آید:

$$AV = V_{vox} \sum_{i=\alpha}^{\beta} N_{vox}[i] AVPC_{vox}[i]$$
(۶)

که Vvox و Nvox به ترتیب حجم هر یک از وکسل.ها و تعداد وکسل.های متناظر با سطح روشنایی موردنظر هستند.

۳- روش پیشنهادی

همانطور که در بخش قبل اشاره شد، اولین گام برای حل مسئله بهینهسازی، یافتن نقاط A و B در هیستوگرام ترکیبی تصاویر دم و بازدم است. در این مقاله برای یافتن نقاط A و B یک الگوریتم خودکار پیشنهاد میشود.

٣-١- محاسبه حدس اوليه محدوده پاسخ

در مرحله اول تفاضل هیستوگرام تصاویر، [Hd[I]، با تفریق کردن هیستوگرام تصویر بازدم از دم محاسبه می شود. از آنجاکه نقاط A و B محل تلاقی دو هیستوگرام دم و بازدم هستند، این دو نقطه در [I] H_d بهصورت نقاط عبور از صفر ظاهر خواهند شد. در مرحله بعدی برای حذف نوسانات فركانس بالا از يك فيلتر پايين گذر استفاده شده كه خروجی فیلتر [I] نامیده می شود. سپس با اعمال تابع علامت بر روی [I] دنباله [S[I] محاسبه می شود. پس از آن [D[I با اعمال ایر اتور مشتق بر روی [I]S محاسبه میشود. بخش میانی هیستو گرام، متناظر با هوای درون ریه، دارای عرض تقریباً برابر با فاصله بیشینه اول و دوم هیستو گرام است. بنابراین با محاسبه فاصله بیشینه اول و دوم هیستوگرام می توان عرض تقریبی بخش میانی را محاسبه نمود که آن را W مینامیم. همچنین، I_{P1} و I_{P2} به ترتیب محل وقوع بیشینه اول و دوم هستند. در مرحله بعد دو مجموعه T₁ و T₂ تعریف می شوند که به ترتیب محدوده بين I_{P1} تا I_{P2} I_{P2} و محدوده بين I_{P2} و I_{P2} از D[I] را شامل I بين I_{P1} تا I_{P1} T_2 می شوند. در آخرین مرحله I_A با یافتن کمینه T_1 و I_B با یافتن بیشینه T_2 به دست میآیند. بر اساس بررسی انجام شده بر روی مجموعه تصاویر مختلف یک همسایگی به عرض 0.2W در اطراف I_A و I_B، برای استفاده بهعنوان حدس اوليه محدوده پاسخ بهاندازه كافي بزرگ و مناسب خواهد بود. اکنون با حل مسئله بهینهسازی و مشخص شدن آستانه بهینه پايين و بالا مي توان و کسل هاي محدوده هواي درون ريه را بخش بندي و شمارش کرد. لکن مسئلهای که باید موردتوجه قرار گیرد این است که چنین و کسل هایی اگرچه بهطور عمده حاوی مقدار زیادی هوا و مقدار

اندکی بافت نرم هستند، اما همان طور که در [۲۵] نشان داده شده است به دلیل تعداد بسیار زیاد وکسل ها همین مقدار اندک بافت نیز می تواند درنهایت به یک خطای انباشته قابل توجه منجر شود. در ادامه شبه کد این الگوریتم آورده شده است:

الگوریتم ا: شبه کد پیادهسازی الگوریتم محاسبه محدوده پاسخ

1. For $I \leftarrow 0$ to I_{max} do

1.1 Set
$$H_d[I] = H_{Inh}[I] - H_{Exh}[I]$$

1.2 Set

$$F[I] = \sum \frac{H_d[I] + H_d[I+1] + \dots + H_d[I+m]}{m}$$

Where m = window size of MA filter

1.3 Set
$$S[I] = sgn(F[I])$$

Where
$$sgn(x) = \begin{cases} -1, & x < 0 \\ 1, & x > 0 \end{cases}$$

1.4 Set D[I] = S[I] - S[I - 1]

End for

2. Find I_{P1}

$$= arg max(H_{Inh}[I])$$

3. Find I_{P2}

$$= \arg \max_{I=2I_{P2},\dots,end} (H_{Inh}[I])$$

4. Set $W = I_{P2} - I_{P1}$

5. *Find* $T_1[I] = \{D[I] \mid I_{P1} < I < I_{P1} + W\}$

6. Set $I_A = T_1(n)$

Where n

 $= argmin(T_1[I])$

7. *Find* $T_2[I] = \{D[I] \mid I_{P2} < I < I_{P2} + W\}$

8. Set $I_B = T_2(k)$

Where k

$$= arg max(T_2[I])$$

با محاسبه مقادیر حدس اولیه برای I_A و I_B اکنون می توان مطابق آنچه در بخش ۲ گفته شد، از طریق الگوریتم جستجوی جامع دوبعدی در فضای اعداد صحیح بر روی یک همسایگی مناسب اطراف نقاط حدس اولیه محاسبه شده مقادیر آستانه بهینه را محاسبه نمود. مي توان بازسازي كرد.

منجر به ایجاد یک برش مثلثی خواهد شد و الگوی تلاقی رویه با مکعب

متناظر با هر یک از این ۱۴ حالت را با ترکیبی از یک یا چند مثلثی

شکل ۳: حالات مختلف تلاقی رویه با مکعب. رئوس مشخص شده با دایرههای کوچک درون بخش واقع شده اند و در تصویر نتیجه الگوریتم بخشبندی مقدار

ترکیب این الگوها در کنار هم درنهایت رویه موردنظر را تشکیل

خواهد داد. الگوی شماره ۱ زمانی رخ میدهد که از میان ۸ رأس مکعب

تنها یکی از رئوس توسط رویه از سایرین جدا شود. به همین ترتیب

الگوهای ۲ و ۳ و ۴ هنگامی اتفاق میافتند که دو رأس درون (یا بیرون)

بخش بوده و سایر رئوس بیرون (یا درون) بخش باشند. سایر الگوها نیز به

طریق مشابه برای سه و چهار رأس در نظر گرفته می شود. این الگوها با شماره گذاری رئوس مکعب، بهوسیله یک کد ۸ بیتی مشخص میشوند

که چنانچه رأس متناظر با هر بیت توسط رویه از مکعب جدا شده باشد

مقدار آن بیت یک و در غیر این صورت صفر خواهد بود. بهعنوان مثال

متناظر با مکعب محاسبه می شود. از آنجاکه مؤلفه های بردار گرادیان روی

سطح مماس ناحیه بخش بندی شده صفر بوده و بر این سطح عمود است،

بردار نرمال موردنظر را با محاسبه بردار گرادیان در محل هریک از رئوس

میتوان به دست آورد. مؤلفههای بردار نرمال هر یک از رئوس مکعب با

 $G_{\chi}(i,j,k) = \frac{I(i+1,j,k) - I(i-1,j,k)}{\Delta x}$

در آخرین مرحله بردار نرمال هریک از رئوس قطعات مثلثی الگوی

کد الگوی شماره ۱ برابر ۰۰۰۰۰۰ خواهد بود.

استفاده از روابط زیر محاسبه میشود:

(9)

یک دارند، درحالی که سایر رئوس دارای مقدار صفر هستند.

با تعیین آستانه پایین و بالای روشنایی نواحی حاوی هوا، اکنون مي توان اين مناطق را بخش بندي و مدل سازي كرد.

۲-۲- مدلسازی سهبعدی ناحیه بخش بندی شده

بهمنظور مشخص کردن محدوده فضایی بخش های حاوی هوا در ریه، از الگوریتم مکعبهای راهپیما' [۳۰] برای ساخت مدل سهبعدی استفاده شده است که با ایجاد یک رویه، حجم موردنظر را در فضای سەبعدى بازسازى مىكند. در اين الگوريتم ابتدا يك مكعب فرضى كە رئوس آن، دو دسته ۴تایی از پیکسلهای تصویر در دو برش متوالی از تصویر سهبعدی هستند، در نظر گرفته می شود که در شکل ۲ نمایش داده شده است.



شکل ۲: مکعب در نظر گرفته شده بین دو برش متوالی k و k+1 از تصویر. j j اندیس هر یک از پیکسل های متناظر با برش های تصویر است.

در گام بعدی باید مشخص شود که رویه بازسازیشده بر مبنای تصویر چگونه با این مکعب تلاقی می کند. این عمل با حرکت به سمت مکعب بعدی برای کل تصویر تکرار می شود. برای مشخص شدن مکعبهایی که در رویه موردنظر مشارکت دارند از نتایج الگوریتم بخشبندی استفاده می شود. در تصویر بخش بندی شده به رئوسی که در درون بخش موردنظر قرار داشتهاند مقدار یک و به رئوس خارج از بخش مقدار صفر نسبت داده شده است. بنابراین مکعبهایی که حاصل جمع مقادیر رئوس آن عددی بزرگتر از صفر و کوچکتر از هشت باشد، روی سطح مجموعه بخشبندی شده قرار داشته و قسمتی از رویه موردنظر خواهند بود. اکنون باید نحوه تلاقی کردن رویه با مکعبها را مشخص نمود. از آنجاکه هر مکعب دارای ۸ رأس است و برای هر رأس دو وضعیت درون بخش یا خارج بخش قابل تصور است، بنابراین در حالت کلی ۲۵۶=۲^ حالت مختلف برای تلاقی کردن رویه با مکعب وجود خواهد داشت. برای سادهسازی مسئله با بررسی حالات متقارن و حذف حالات مشابه، درنهایت ۱۴ حالت منحصربهفرد وجود خواهد داشت که در شکل ۳ نمایش داده شده اند. تلاقی رویه با هر رأس مکعب

¹ Marching Cubes Algorithm

 $G_{z}(i,j,k) = \frac{I(i,j,k+1) - I(i,j,k-1)}{\Lambda z}$

 $G_{y}(i,j,k) = \frac{I(i,j+1,k) - I(i,j-1,k)}{\Delta y}$

Journal of Control, Vol. 11, No. 1, Spring 2017

که _KD، _WD و _ZD مؤلفههای بردار گرادیان در راستای سه محور هستند. *i، j* و *k* به ترتیب اندیسهای پیکسل و برش تصویر بوده و X^Δ م و ΔΔ طول لبههای مکعبها (فاصله پیکسلها و برش های تصویر از یکدیگر) هستند. اکنون با درونیابی بردارهای نرمال رئوسی از مکعب که رأس قطعه مثلثی میان آنها قرارگرفته است، بردار نرمال هریک از رئوس قطعات مثلثی محاسبه میشود. بردارهای نرمال بهدست آمده در مدل سایه زنی گوراد' الگوریتمهای رندرینگ استفاده میشود که نتیجه آن دستیابی به نمایش یک رویه هموارتر است.

4- نتايج

به منظور بررسی عملکرد روش پیشنهادشده یک آزمایش برون تنی ^۲ بر روی ریه ای که از یک خوک بالغ ۸۰ کیلو گرمی به دست آمده، انجام شده است. این ریه در شرایط آزمایشگاهی تحت کنترل، به یک دستگاه ونتیلاتور مدل North American Drager Narkomed 2A از طریق یک لوله تعبیه شده درون نای متصل و حجم هوای ورودی و خروجی به ریه در فاز دم و بازدم ثبت شده است. تصاویر CT از این ریه در نقاط تعادل تنفس یعنی انتهای دم و انتهای بازدم به ترتیب با حجم تثبیت شده هوای ۳۲۰ میلی لیتر و ۷۰۰ میلی لیتر ثبت شد. تصاویر CT توسط دستگاه موای ۳۲۰ میلی لیتر و ۷۰۰ میلی لیتر ثبت شد. تصاویر CT توسط دستگاه مدل ۲۹۰×۸۶۲ و کسل است که اندازه هر یک از وکسل ها بیشنهادی برای تصویر دم و بازدم به ترتیب ۲۹۴ و ۳۳۳ میلی لیتر بوده است که نشاندهنده خطایی برابر ۹/۰ و ۱ درصد به ترتیب برای فاز بازدم و دم ست.



شکل ۴: نتایج الگوریتم بخشبندی. تصویر بالا مربوط فاز دم و تصویر پایین مربوط به فاز بازدم است.

بنابراین نتایج بهدستآمده نشان میدهد که استفاده از روش پیشنهادی برای بخشبندی و محاسبه تأثیر خطای حجم جزئی ناشی از وجود بافت نرم در وکسلهای متناظر با هوای ریه، منجر به تخمین حجم

¹ Gouraud Shading Model

² Ex vivo

مجله کنترل، جلد ۱۱، شماره ۱، بهار ۱۳۹۶

هوای موجود ریه با دقت بالا می شود. شکل ۴ نتایج الگوریتم بخش بندی استفاده شده را در برش های تصویر CT سه بعدی در راستای سه محور نشان می دهد. خروجی الگوریتم بخش بندی برای مدل سازی استفاده شده که تصویر باز سازی شده نهایی در شکل ۵ قابل ملاحظه است. مدل ساخته شده این امکان را به پزشکان خواهد داد که نواحی ای از ریه که در فرآیند تنفس مشارکت فعال دارند را با دقت بالا مشخص کند که این موضوع در تشخیص زودرس اختلالات عملکردی ریه همچون گیرافتادگی هوا⁷ در بیماری COPD بسیار مفید و راهگشا خواهد بود.



شکل ۵: تصاویر نتیجه مدلسازی سهبعدی. تصویر بالا مربوط به فاز دم و تصویر پایین مربوط به فاز بازدم است. زاویه نمایش تصاویر بهمنظور نمایش بهتر جزییات متفاوت انتخاب شده است.

۴–۱– مقایسه نتایج با روشهای مبتنی بر اندازهگیری حجم ریه

همانطور که گفته شد الگوریتمهایی که کل محدوده ریه را بخشبندی میکنند خطای زیادی در تخمین حجم ریه خواهند داشت. اما از آنجاکه گاهی با این استدلال که اختلاف حجم کل ریه در فاز دم و بازدم معادل حجم هوای تهویه شده در حین تنفس است، از چنین الگوریتمهایی بهمنظور تخمین اختلاف بین حجم هوای تهویه شده در

حین تنفس استفاده میشود. در این قسمت به ارزیابی نتایج چنین الگوریتمهایی با الگوریتم پیشنهادی خواهیم پرداخت.

ریه یک ارگان با ساختاری پیچیده و غیر همگن است که این موضوع بخشبندی آن را دشوار می کند. همچنین ریه دارای دو بخش مجزا (ریه سمت چپ و راست) است و برای بخشبندی آن باید از الگوریتمی استفاده کرد که قابلیت بخشبندی همزمان چند هدف['] را می دارد الگوریتم موردنظر سرعت محاسباتی قابل قبولی داشته باشد. بافت غیر همگن ریه موجب می شود روش هایی همچون پربند فعال^۲ [۱۴] که بر مینای گرادیان عمل می کنند باوجود همه مزایایی که دارند در بخشبندی برای ریه عملکرد بهینه ای نداشته باشند. در سال های اخیر روش جدیدی برای بخش بندی تصاویر پزشکی به نام پربندهای فعال مبتنی بر آمار مقاوم محلی^۳ ارائه شده است که علاوه بر توانایی بخشبندی همزمان چند هدف، در مواجهه با بافت های غیر همگن دارای عملکرد مقاومی است (۳].

مهمترین وجه تمایز این روش با روش های متداول پربند فعال، استفاده از یک بردار ویژگی مبتنی بر آمار محلی بهجای گرادیان برای تکامل پربند است. روش مذکور یک روش نیمهخودکار است که بر اساس یک تعداد نقاط مشخصشده توسط کاربر، در قالب یک نقشه برچسب اولیه، شروع به کار میکند. در این روش بهمنظور استفاده از حداکثر اطلاعات موجود در نقشه برچسب اولیه، نهتنها از موقعیت نقاط مشخصشده برای مشخص کردن موقعیت مکانی هدف استفاده میشود، بلکه از این نقاط بهعنوان دادههای نمونهای که دربردارنده اطلاعات آماری مشابه باهدف موردنظر هستند نیز استفاده خواهد شد.

شکل ۶ نتایج بخش بندی بهدست آمده از این روش و شکل ۷ مدل ساخته شده بر اساس آن را نشان می دهد. حجم به دست آمده بر مبنای این روش برابر با ۵۰۹ میلی لیتر در فاز بازدم و ۸۱۹ میلی لیتر در فاز دم است. مقادیر به دست آمده به ترتیب برای فاز دم و بازدم خطای ۱۷ و ۵۹ درصد را نشان می دهد. اما انتظار می رود اختلاف حجم ریه در فاز دم و بازدم با اختلاف حجم هوای محاسبه شده در این دو فاز کمتر باشد. نتایج نشان می دهد اختلاف مقادیر اندازه گیری شده برابر با ۳۰ میلی لیتر است که نسبت به مقدار واقعی ۱۸/۴ درصد خطا دارد. بر اساس آنچه در بخش مقدمه اشاره شد، چنین نتیجه ای غافلگیر کننده نیست چراکه محدوده بخش بندی شده به عنوان ریه فقط حاوی هوا نبوده و شامل بافت نرم، مسیرهای هوایی، کیسه های هوایی، عروق خونی و لنفاوی می شود. به طور کلی ریه یک مرد بالغ به وزن ۲۰ کیلو گرم به طور متوسط حاوی ۲۰٫۳ لیتر هوا، ۲۰ میلی با سطحی

به وسعت ۱۴۳ مترمربع است که درمجموع جرمی معادل ۹۰۰ گرم دارد [۲۲]، [۲۳].



شکل ۶: نتایج الگوریتم پربندهای فعال مبتنی بر آمار مقاوم محلی. تصویر بالا مربوط فاز دم و تصویر پایین مربوط به فاز بازدم است.



شکل ۲: تصاویر نتیجه مدلسازی سهبعدی بر اساس نتایج الگوریتم پربندهای فعال مبتنی بر آمار مقاوم محلی. تصویر بالا مربوط به فاز دم و تصویر پایین مربوط به فاز بازدم است.

۴–۲– بررسی تأثیر رزولوشن

Simultaneous multi-object segmentation

Active contour

Journal of Control, Vol. 11, No. 1, Spring 2017

در تصاویر کلینیکی بهمنظور کنترل دوز اشعه دریافت شده توسط بيمار رزولوشن تصاوير كاهش مييابد. اين مسئله بهويژه در مورد تصاوير متوالی دم و بازدم اهمیت بیشتری دارد، چراکه بیمار بهطور متوالی در معرض دو بار تابش اشعه قرار خواهد گرفت. کاهش رزولوشن مهم ترین عامل تهدیدکننده دقت در تخمین حجم هوای ریه است و به همین دلیل مقاوم بودن الگوريتم نسبت به كاهش رزولوشن از اهميت بالايي برخوردار است. بهمنظور بررسی دقت عملکرد الگوریتم در رزولوشن های پایین تر، از تصاویر آزمایشی مشابه کلیه شرایط آزمایش قبل استفاده شد که در آن ۸ زوج تصویر دم و بازدم از ریه خوک در رزولوشن های مختلف ثبت شدهاند. نتایج به دست آمده از پیاده سازی الگوریتم بر روی این تصاویر در جدول ۱ آمده است. همان طور که مشاهده می شود، اگرچه با کاهش رزولوشن خطای تخمین افزایش مىيابد اما همچنان نتايج بەدستآمدە از دقت قابل توجهى برخوردار هستند. بهطورکلی نتایج بهدستآمده برای تصاویر دم نسبت به تصاویر بازدم دقيقتر هستند كه اين مسئله ناشي از تأثير شديدتر اثر حجم جزئي در تصاویر بازدم است.

جدول ۱: نتایج پیادهسازی الگوریتم تخمین حجم هوای ریه بر روی ۸ زوج تصویر از ریه خوک که در رزولوشنهای مختلف ثبتشدهاند.

حجم و کسل (mm ³)	درصد خطای تخمین در فاز بازدم	درصد خطای تخمین در فاز دم
۱/۰۰۰	۳/۸	٣/۴
١/٣٣١	۵/۵	۴/۹
1/474	۵/۱	۴/۳
۲/۱۹۷	۴/۷	۴/۴
Y/VFF	۴/۵	۴/۰
3/302	۵/۴	۴/۷
4/.99	۵/۱	۴/۹
4/914	۵/۴	۴/۷
Mean±STD	4/94±./01	4/41±./01

افزایش ابعاد وکسلهای تصویر به دو دلیل مختلف موجب افزایش خطا در تخمین حجم هوای ریه خواهد شد. دلیل اول تغییر مورفومتری بافت ریه در سطوح مختلف میکروسکوپی بوده و دلیل دیگر محدودیت دقت اندازه گیری، بهخصوص در نواحی مرزی، با استفاده از وکسلهای بزرگختر است.

۴–۳– پیادہسازی بر روی تصاویر کلینیکی

در بخش قبل عملکرد الگوریتم ارائهشده بر روی دادههای حیوانی آزمایشهای برونتنی مورد بررسی قرار گرفت. اکنون بهمنظور ارزیابی

عملکرد الگوریتم ارائهشده بر روی تصاویر کلینیکی، نتایج پیادهسازی آن بر روی دادههای انسانی آزمایشهای درون تنی مورد بررسی قرار می گیرد. برای این منظور، پنجاه و هشت جفت تصویر دم و بازدم ریه از دو مطالعه در مورد بیماران مبتلا به COPD از پایگاه داده پروژه COPDCgene به کار گرفته شد. این تصاویر با استفاده از دستگاههای سی تی اسکن چندبرشی GE، PHILIPS و SIEMENS ثبت شدهاند که ابعاد تصاویر از ۱۰۰×۵۱۲×۵۱۲ تا ۷۳۶×۵۱۲×۵۱۲ وکسل بوده و حجم وكسل.هاى آنها در بازه ٠/٢۴۴ تا ١/٣٧۶ ميلىليتر مكعب قرار دارد. همچنین TLC و FRC افراد مورد مطالعه در فاصله زمانی نزدیکی از زمان ثبت تصاویر ثبت شده است. مقدار متوسط این فاصله زمانی حدود سی دقیقه بوده است. تنظیمات مورد استفاده برای ثبت این تصاویر ۵۰ mAs و ۲۰۰ mAs به ترتیب برای جریان در فاز بازدم و دم و نیز ۱۲۰ kVp برای ولتاژ هر دو فاز بوده است. باید دقت نمود که برخلاف تصاویر برونتنی آزمایشهای حیوانی، تصاویر کلینیکی تنها شامل ریه نیست و ابتدا باید ناحیه دربر گیرنده ریه از بقیه تصویر جدا شود. برای این منظور علاوه یک الگوریتم مبتنی بر رشد ناحیه برای جداسازی ریه ارائه شدهاست. بنابراین ساختار کلی الگوریتم به صورت نمایش داده شده در شکل ۸ است. در ردیف بالا که مربوط به محاسبه مقادیر آستانه است، ابتدا هیستو گرام تصاویر محاسبه شده و سپس هیستو گرام ترکیبی فاز دم و بازدم تشکیل میشود. در قسمت بعدی محدوده اولیه پاسخ مسئله بهینهسازی محاسبه شده و در ادامه با حل مسئله بهینهسازی، مقادیر آستانه بالا و پایین تصاویر دم و بازم متناظر محاسبه می شود. در ردیف پایین که مربوط به بخشبندی محدوده ریه میشود، ابتدا قفسه سینه بخشبندی شده و سپس در محدوده داخلی قفسه سینه مسیرهای هوایی و ریه بخش بندی می شوند. در مرحله بعدی با بخش بندی مسیر های هوایی اصلی و حذف آنها از نتایج بخش قبل، ناحیه ریه بخش بندی شده و ماسک متناظر با محدوده ریه تهیه میشود. در ردیف میانی، با استفاده از نتایج ردیفهای بالا و پایین و کسل های در محدوده روشنایی مقادیر آستانه بالا و پايين محاسبه شده در نواحي متناظر با ماسک محدوده ريه جستجو شده و تعداد آنها شمارش می گردند. در مرحله بعدی ضرایب AVPC برای هر وکسل محاسبه شده و سپس حجم هوای ریه محاسبه میشود.

با پیادهسازی الگوریتم پیشنهادی، درصد اختلاف حجم TLC ثبت شده طی آزمون PFT و حجم هوای ریه تخمین زده شده در فاز دم، که به اختصار آن را 'ELAVI می نامیم، مقایسه شد. نکته حائز اهمیت آن است که اندازه گیری TLC در آزمون PFT در وضعیت نشسته انجام می شوند. مقدار TLC در این دو وضعیت یکسان نیست و نشان داده شده است که به طور متوسط TLC در وضعیت طاقباز به میزان ۹/۶ درصد کمتر از مقدار آن در وضعیت نشسته است [۳۳]. به همین دلیل، ELAVI با ۹۴/۴ درصد حجم TLC مقایسه شده است. مقدار میانگین و انحراف

¹ Estimated Lung Air Volume in Inhalation (ELAVI)

معیار خطای ELAVI نسبت به TLC معادل ۴/۰۴ ± ۶/۸۶ درصد است. به همین ترتیب، اختلاف حجم تخمین زدهشده هوای ریه در فاز بازدم که بهاختصار 'ELAVE مینامیم، با FRC را برحسب درصد محاسبه گردید. همانند آنچه در مورد TLC گفته شد، FRC نیز در وضعیت نشسته ثبت میشود که البته مسئله تفاوت مقادیر FRC در این دو وضعیت نسبت به تغییرات TLC شدیدتر است و نشانداده شده که مقدار ومعیت نطق باق باق به طور میانگین به میزان ۲۹ درصد کمتر از مقدار



شکل ۸ : دیاگرام بلوکی کامل الگوریتم تخمین حجم هوا در تصاویر CT ریه انسان.

به میزان ۲۹ درصد کمتر از مقدار آن در وضعیت نشسته است [۳۳]. بنابراین ELAVE باید با ۷۱ درصد از حجم FRC مقایسه شود. مقدار میانگین و انحراف معیار خطای ELAVE نسبت به FRC معادل ۴/۹۴ + ۶/۰۹ درصد است. همان طور که پیش تر اشاره شد، روش های متداول مورد استفاده برای اندازه گیری حجم هوای ریه در تصاویر CT مبتنی بر مقادیر آستانهای هستند که بهصورت تجربی بهدست آمدهاند. بهمنظور ارزیابی و مقایسه نتایج بهدستآمده، روش رایج بر اساس سطوح آستانه ثابت بر روی تصاویر پیادهسازی شده و با نتایج روش پیشنهادی مقایسه شد. مقادیر آستانه مورد استفاده براساس آنچه در اغلب مطالعات ازجمله [۱۷]، [۳۴]، [۳۵] و [۳۶] به کار گرفته شده است شامل مقادیر HU-، HU -۹۵۰ HU -۹۵۰ HU و ۳۰۰ HU -۹۵۰ HU به ترتیب برای مقادیر معادل روشنایی هوا، آستانه بالا، آستانه پایین و بافت هستند. در این مطالعات اثر حجم جزئی درنظر گرفته نشده است. بنابراین از مقادیر آستانه بالا و پایین برای یافتن و کسل های حاوی هوا در ریه و علاوه بر آن ها از مقادیر متناظر با روشنایی هوا و بافت به منظور جبران اثر حجم جزئی در رابطه (۳) استفاده شد.

جدول ۲: مقایسه نتایج تخمین حجم هوای ریه با استفاده از روش پیشنهادی و روش متداول.

فاز تصوير	خطای روش پیشنهادی (٪)	خطای روش متداول (٪)
	Mean ± STD	Mean \pm STD
دم	9/19 ± 4/94	14/11 ± 0/14
بازدم	9/119± 4/14	17/87 ± 4/49

بر اساس نتایج موجود در جدول(۲) چنین نتیجه گیری می شود که حتى باوجود استفاده از روش پيشنهادي براي جبران اثر حجم جزئي خطای روش متداول تقریباً دو برابر خطای روش پیشنهادی است. در روش پیشنهادی به دلیل تطبیق یافتن حدود آستانه با تصویر دقت نتایج به مقدار قابل ملاحظهای افزایش یافته است. اگرچه در این مقایسه از روش یکسانی برای جبران اثر حجمجزئی استفاده شده است، اما در روش متداول به دلیل به کارگیری مقادیر تجربی ثابت برای محاسبه ضرایب AVPC، خطای فاز بازدم در مقایسه با خطای فاز دم بیشتر است. این مسئله از عدم جبران درست خطای اثر حجم جزئی به دلیل استفاده از آستانه های ثابت حکایت دارد. همچنین لازم به ذکر است که زمان ثبت شده برای انجام محاسبات مربوط بخش محاسبه حدود آستانه بهینه و جبران اثر حجم جزئي بسته به ابعاد تصوير با استفاده از نرمافزار MATLAB R2010a بر روى يک دستگاه لپتاپ ASUS N46V با پردازشگر Intel Core i5, 2.5GHz و ۶ گیگابایت حافظه رم بین ۱ تا ۳ دقيقه است. بنابراين از لحاظ بار محاسباتي، روش ييشنهادي هزينه بالايي را نسبت به زمان کل الگوریتم که در حدود بسته به ابعاد تصویر در حدود ۲۰ تا ۳۰ دقیقه است، اضافه نمی کند.

۵- نتیجه گیری

در این مقاله روشی برای تخمین دقیق حجم هوای ریه در فاز دم و بازدم معرفی گردید. در این روش مقادیر روشنایی متناظر با محدوده وکسل های حاوی هوا در تصاویر ریه، از یک الگوریتم بهینهسازی مبتنی بر اصول بیوفیزیک بافت ریه محاسبه می شوند. علاوه بر آن در روش پیشنهادی بر مبنای اطلاعات مورفومتریک بافت ریه، اثر حجم جزئی بافت موجود در ناحیه حاوی هوای ریه از طریق الگوریتم ارائه شده جهت محاسبه ضرایب AVPC در نظر گرفته شده است. به طور خلاصه، ساختار روش پیشنهاد شامل اخذ تصاویر ، محاسبه محدوده حدس اولیه پاسخ مسئله بهینه سازی، حل مسئله بهینهسازی و محاسبه مقادیر آستانه بالا و پایین، محاسبه ضرایب AVPC ، انجام عملیات بخش بندی و تخمین معرف موای ریه در هر فاز می شود. سپس از یک الگوریتم مدل سازی سه بعدی برای مشخص کردن محدوده فضایی نتایج بخش بندی انجام شده

¹ Estimated Lung Air Volumes in Exhalation (ELAVE)

- [5] J. Wanger, "Standardisation of the measurement of lung volumes," *Eur. Respir. J.*, vol. 26, no. 3, pp. 511–522, Sep. 2005.
- [6] C. P. Hersh, G. R. Washko, R. S. J. Estépar, S. Lutz, P. J. Friedman, M. K. Han, J. E. Hokanson, P. F. Judy, D. A. Lynch, B. J. Make, N. Marchetti, J. D. Newell, F. C. Sciurba, J. D. Crapo, and E. K. Silverman, "Paired inspiratory-expiratory chest CT scans to assess for small airways disease in COPD.," *Respir. Res.*, vol. 14, no. 1, p. 42, 2013.
- [7] T. Yamashiro, S. Matsuoka, B. J. Bartholmai, R. San José Estépar, J. C. Ross, A. Diaz, S. Murayama, E. K. Silverman, H. Hatabu, and G. R. Washko, "Collapsibility of lung volume by paired inspiratory and expiratory CT scans: correlations with lung function and mean lung density.," *Acad. Radiol.*, vol. 17, no. 4, pp. 489–95, Apr. 2010.
- [8] R. Castillo, E. Castillo, D. Fuentes, M. Ahmad, A. M. Wood, M. S. Ludwig, and T. Guerrero, "A reference dataset for deformable image registration spatial accuracy evaluation using the COPDgene study archive.," *Phys. Med. Biol.*, vol. 58, no. 9, pp. 2861–77, May 2013.
- [9] J. Zaporozhan, S. Ley, R. Eberhardt, O. Weinheimer, S. Iliyushenko, F. Herth, and H. U. Kauczor, "Paired inspiratory/expiratory volumetric thin-slice CT scan for emphysema analysis: Comparison of different quantitative evaluations and pulmonary function test," *Chest*, vol. 128, no. 5, pp. 3212–3220, Nov. 2005.
- [10] A. Sadeghi Naini, G. Pierce, T.-Y. Lee, R. V Patel, and A. Samani, "CT image construction of a totally deflated lung using deformable model extrapolation," *Med. Phys.*, vol. 38, no. 2, p. 872, 2011.
- [11] O. S. Al-Kadi and D. Watson, "Texture analysis of aggressive and nonaggressive lung tumor CE CT images," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, no. 7, pp. 1822–1830, 2008.
- [12] J. McClelland, "Estimating Internal Respiratory Motion from Respiratory Surrogate Signals Using Correspondence Models," in 4D Modeling and Estimation of Respiratory Motion for Radiation Therapy, Springer, 2013, pp. 187–213.
- [13] R. Malladi, J. A. Sethian, and B. C. Vemuri, "Shape modeling with front propagation: a level set approach," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 17, no. 2, pp. 158–175, 1995.
- [14] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, "Snakes: Active contour models," *Int. J. Comput. Vis.*, vol. 1, no. 4, pp. 321–331, 1988.
- [15] G. Gamsu, D. M. Shames, J. McMahon, and R. H. Greenspan, "Radiographically determined lung volumes at full inspiration and during dynamic forced expiration in normal subjects.," *Invest. Radiol.*, vol. 10, no. 2, pp. 100–108, 1975.

در تصویر سهبعدی ریه استفاده شده است. نتایج بهدست آمده نشان دهنده دقت بالای الگوریتم پیشنهادی در تخمین حجم هوای ریه است. بنابراین با توجه بهدقت قابل توجه الگوريتم پيشنهادشده، استفاده از آن در مطالعات یژوهشی و معاینات کلینیک مربوط به عملکرد ریه که حجم هوای ریه و تغییرات آن در حین تنفس موردبررسی قرار می گیرد، بهویژه در مورد بیماران مبتلا به COPD، بسیار راهگشا خواهد بود. از سوی ديگر بهمنظور کنترل دوز اشعه دريافت شده توسط بيمار، تصاوير کلينيکي اغلب با رزولوشنهای پایینتری ثبت میشوند. اما در روش پیشنهادی با درنظرگرفتن اثر حجم جزئی تا حد قابل توجهی اثر کاهش رزولوشن جبران شده و نشان داده شد که این روش در رزولوشن.های یایین نیز عملكرد مقاومي خواهد داشت. همچنين الگوريتم ارائهشده با انجام بخش اعظم محاسبات در فضای دوبعدی (بر اساس هیستو گرام) بار محاسباتی قابل قبولی داشته که این موضوع در پردازش تصاویر CT ریه که دارای حجم بالایی هستند، حائز اهمیت زیادی است. پیادهسازی الگوریتم ییشنهادی بر روی تصاویر کلینیکی منجر به دستیابی دقتی حدود ۶٪ شد درحالی که با استفاده از روش های متداول بر اساس آستانه های ثابت حتی باوجود استفاده از روش پیشنهاد شده برای جبران اثر حجم جزئی، دقتی بين ١٢٪ تا ١۴٪ در فاز بازدم و دم حاصل مي شود. بنابراين دقت بالاي اين الگوريتم باعث مطرح شدن آن بهعنوان يک گزينه مناسب جهت استفاده در فرآیندهایی که نیازمند تخمین حجم هوای ریه هستند ازجمله ييش بيني نحوه تغيير شکل ريه در حين تنفس، محاسبه نقشه تنفسي ريه و ارزیابی وضعیت سلامت بافت ریه، می شود. در این راستا در کارهای آینده تهیه یک مجموعه تصاویر از بیماران COPD و استفاده از روش يیشنهادشده برای تشخیص و تعیین شدت پیشرفت بیماری موردنظر قرار خواهد گرفت. همچنین، اگرچه روش پیشنهاد دادهشده بر مینای ساختار ریه طرحریزیشده و برای استفاده در پردازش تصاویر ریه کاملاً شخصی سازی شده است، اما ایده های بکار گرفته شده برای الگوریتم های مشابه همچون تخمین تغییرات حجم عروق در حین گردش خون و تخمين پارامترهاي مكانيك بافت، همچون ضريب الاستيسيته بافت نرم، قابل تعميم است.

مراجع

- American Lung Association, "Lung Disease Data: 2008," New York, NY, 2008.
- [2] G. L. Ruppel, "What is the clinical value of lung volumes?," *Respir. Care*, vol. 57, no. 1, pp. 26–35; discussion 35–8, Jan. 2012.
- [3] J. D. Flesch and C. J. Dine, "Lung volumes: measurement, clinical use, and coding.," *Chest*, vol. 142, no. 2, pp. 506–10, Aug. 2012.

[۴] منافی فرد مهر تاش، عبادی حمید، ابریشمی مقدم حمید. تعیین موقعیت بازیکنان فوتبال و استخراج همزمان مسیر آنها در مدل واقعی زمین با استفاده از روش گراف در تصاویر ویدیویی. مجله

کنترل. ۱۳۹۰; ۵ (۱) :۷۷–۸۶.

49

in Exhalation and Inhalation Phases From CT Imges," in *World Congress on Medical Physics & Biomedical Engineering*, Toronto, Canada, 2015.

- [26] J. Tomashefski Jr. and C. Farver, *Dail and Hammar's Pulmonary Pathology*. New York, NY: Springer New York, 2008.
- [27] E. Roan and C. M. Waters, "What do we know about mechanical strain in lung alveoli?," Am. J. Physiol. Lung Cell. Mol. Physiol., vol. 301, no. 5, pp. L625–35, Nov. 2011.
- [28] B. H. Brown, R. H. Smallwood, D. C. Barber, P. V Lawford, and D. R. Hose, *Medical physics and biomedical engineering*. CRC Press, 1998.
- [29] C. C. W. Hsia, D. M. Hyde, M. Ochs, and E. R. Weibel, "An official research policy statement of the American Thoracic Society/European Respiratory Society: standards for quantitative assessment of lung structure.," Am. J. Respir. Crit. Care Med., vol. 181, no. 4, pp. 394–418, Feb. 2010.
- [30] W. E. Lorensen and H. E. Cline, "Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm," ACM SIGGRAPH Comput. Graph., vol. 21, no. 4, pp. 163–169, Aug. 1987.
- [31] Y. Gao, A. Tannenbaum, and R. Kikinis, "Simultaneous Multi-object Segmentation Using Local Robust Statistics and Contour Interaction," in *Medical Computer Vision. Recognition Techniques* and Applications in Medical Imaging, Springer, 2011, pp. 195–203.
- [32] P. Gehr, M. Bachofen, and E. R. Weibel, "The normal human lung: ultrastructure and morphometric estimation of diffusion capacity," Respir. Physiol., vol. 32, no. 2, pp. 121–140, Feb. 1978.
- [33] F. Moreno and H. A. Lyons, "Effect of body posture on lung volumes," J Appl Physiol, vol. 16, no. 1, pp. 27–29, Jan. 1961.
- [34] N. Patroniti, G. Bellani, A. Manfio, E. Maggioni, A. Giuffrida, G. Foti, and A. Pesenti, "Lung volume in mechanically ventilated patients: measurement by simplified helium dilution compared to quantitative CT scan," Intensive Care Med., vol. 30, no. 2, pp. 282–289, Feb. 2004.
- [35] S. Iwano, T. Okada, H. Satake, and S. Naganawa, "3D-CT Volumetry of the Lung Using Multidetector Row CT," Acad. Radiol., vol. 16, no. 3, pp. 250–256, Mar. 2009.
- [36] C. J. Galbán, M. K. Han, J. L. Boes, K. A. Chughtai, C. R. Meyer, T. D. Johnson, S. Galbán,A. Rehemtulla, E. A. Kazerooni, F. J. Martinez, and B. D. Ross, "Computed tomographybased biomarker provides unique signature for diagnosis of COPD phenotypes and disease progression.," Nat. Med., vol. 18, no. 11, pp. 1711–5, Nov. 2012.

- [16] H. U. Kauczor, C. P. Heussel, B. Fischer, R. Klamm, P. Mildenberger, and M. Thelen, "Assessment of lung volumes using helical CT at inspiration and expiration: comparison with pulmonary function tests.," *AJR. Am. J. Roentgenol.*, vol. 171, no. 4, pp. 1091–1095, 1998.
- [17] H. U. Kauczor, K. Markstaller, M. Puderbach, J. Lill, B. Eberle, G. Hanisch, T. Grossmann, C. Peter Heussel, W. Schreiber, and M. Thelen, "Volumetry of Ventilated Airspaces by 3He MRI: Preliminary Results," *Invest. Radiol.*, vol. 36, no. 2, 2001.
- [18] J. Fleming, J. Conway, C. Majoral, M. Bennett, G. Caillibotte, S. Montesantos, and I. Katz, "A technique for determination of lung outline and regional lung air volume distribution from computed tomography.," J. Aerosol Med. Pulm. Drug Deliv., vol. 27, no. 1, pp. 35–42, Feb. 2014.
- [19] M. L. Goris, H. J. Zhu, F. Blankenberg, F. Chan, and T. E. Robinson, "An automated approach to quantitative air trapping measurements in mild cystic fibrosis," *Chest*, vol. 123, no. 5, pp. 1655– 1663, May 2003.
- [20] J. Zaporozhan, S. Ley, K. K. Gast, J. Schmiedeskamp, A. Biedermann, B. Eberle, and H. U. Kauczor, "Functional Analysis in Single-Lung Transplant Recipients: A Comparative Study of High-Resolution CT, 3He-MRI, and Pulmonary Function Tests," *Chest*, vol. 125, no. 1, pp. 173– 181, Jan. 2004.
- [21] J. Ross, R. Estépar, A. Díaz, C.-F. Westin, R. Kikinis, E. Silverman, and G. Washko, "Lung Extraction, Lobe Segmentation and Hierarchical Region Assessment for Quantitative Analysis on High Resolution Computed Tomography Images," in Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention MICCAI 2009 SE 84, vol. 5762, G.-Z. Yang, D. Hawkes, D. Rueckert, A. Noble, and C. Taylor, Eds. Springer Berlin Heidelberg, 2009, pp. 690–698.
- [22] R. Helen, N. Kamaraj, K. Selvi, and V. Raja Raman, "Segmentation of pulmonary parenchyma in CT lung images based on 2D Otsu optimized by PSO," in 2011 International Conference on Emerging Trends in Electrical and Computer Technology, 2011, pp. 536–541.
- [23] A. Sadeghi Naini, T.-Y. Lee, R. V Patel, and A. Samani, "Estimation of lung's air volume and its variations throughout respiratory CT image sequences.," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, no. 1, pp. 152–8, Jan. 2011.
- [24] H. Moghadas-Dastjerdi, M. Ahmadzadeh, and A. Samani, "Towards computer based lung disease diagnosis using accurate lung air segmentation of CT images in exhalation and inhalation phases," Expert Syst. Appl., vol. 71, pp. 396–403, 2017.
- [25] H. Moghadas-Dastjerdi, M. R. Ahmadzadeh, E. Karami, A. Sadeghi-Naini, and A. Samani, "A Novel Method for Lung's Air Volume Estimation