

بخش بندی راههای هوایی داخل سینه ای در تصاویر برش نگاری رایانه ای با استفاده از روش اتصال فازی

فرشته یوسفی ریزی^۱، علیرضا احمدیان^{۲*}، عمادالدین فاطمی زاده^۳، جواد علیرضایی^۴، نادر رضایی^۵

- ۱- دانش آموخته کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، محقق گروه مدیکال انفورماتیک مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.
- ۲- دانشیار گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، گروه مدیکال انفورماتیک مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.
- ۳- استادیار گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه شریف، تهران، ایران.
- ۴- دانشیار گروه مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه رابرسون کانادا
- ۵- استادیار گروه داخلی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران.

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۷/۱۲/۴

تاریخ دریافت: ۸۷/۰۳/۲۰

چکیده

مقدمه: بخش بندی ساختار پیچیده راههای هوایی از تصاویر برش نگاری رایانه ای مرحله حیاتی برای کاربردهای برونکوسکوپی مجازی است. اثر جزئی حجم بر شاخه های ریز که منجر به مشکلاتی چون نشتی است، بخش بندی را فرآیندی دشوار و پیچیده می سازد. در این مقاله روشی مبتنی بر اتصال فازی برای بخش بندی راه های هوایی ارائه می شود.

مواد و روشها: هر یک از دو خاصیت اصلی تصاویر یعنی وجود همگونی در وکسل های متعلق به یک شیء و وجود یک ارتباط در هم آمیخته بین آنها، در روش های متداول بخش بندی به تنهایی در نظر گرفته شده اند. روش اتصال فازی با بهره گیری همزمان از دو خاصیت مذکور و با در نظر گرفتن خاصیت فازی ذاتی تصاویر پزشکی، الگوریتم کارآمدی جهت بخش بندی ساختارهای پیچیده مانند راه های هوایی می باشد. دو مشکل عمده اتصال فازی، نیاز به اخذ پارامترهای اولیه مناسب و حجم محاسبات بالا به علت فضای جستجوی وسیع الگوریتم است. رویکرد جدید مبتنی بر خوشه یابی فازی FCM، تحت عنوان FC-FCM مطرح شده است که ضمن عدم نیاز به تعیین پارامترهای اولیه، فضای جستجو نیز با بهره گیری از تابع عضویت فضایی فازی در فرآیند برگشتی رشد هسته اولیه محدود شده است.

نتایج: با اعمال روش پیشنهادی FC-FCM، راه های هوایی تا لایه چهارم با دقت ۹۲/۹۲٪ استخراج شدند.

بحث و نتیجه گیری: به نظر متخصصان بخش بندی تا لایه سوم است که در تشخیص و درمان اهمیت دارد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۶، شماره ۱، پیاپی (۲۲)، بهار ۸۸: ۸۳-۷۱)

واژگان کلیدی: بخش بندی راه های هوایی، اتصال فازی، خوشه یابی فازی

* نویسنده مسؤول: علیرضا احمدیان

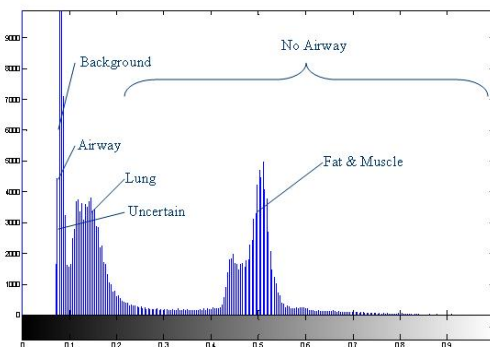
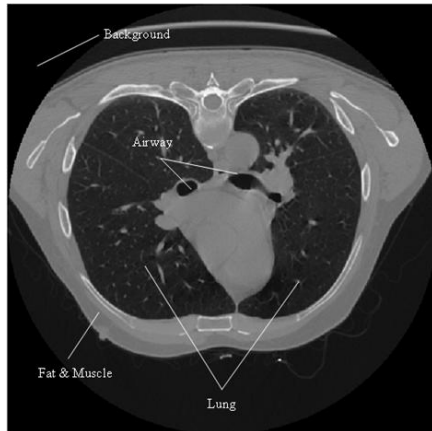
آدرس: تهران، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

Ahmadian@sina.tums.ac.ir

تلفن: ۸۸۹۷۳۶۵۳ - (۲۱) ۹۸ + شماره: ۶۶۴۶۳۸۳ - (۲۱) ۹۸ +

۱- مقدمه

قفسه سینه به همراه هیستوگرام مربوط به آن در شکل ۱ نشان داده شده است.



شکل ۱- هیستوگرام به همراه تصویر برش نگاری رایانه ای مربوط به قفسه سینه

حرکات سیستم تنفسی و قلبی هنگام اخذ تصاویر، تشخیص راه های هوایی با قطر کم را دشوار می سازد و کاربرد ECG Gating و کنترل تنفس، کیفیت تصویر را جهت تشخیص این راه های هوایی کوچک، بهبود نخواهد بخشید. اثر جزیی حجم در برخی موارد، کنتراست بین راه هوایی و دیواره راه هوایی را کاهش می دهد [۳]. سایر مشکلاتی که در بخش بندی راه های هوایی با آنها مواجهیم را می توان به صورت زیر دسته بندی نمود:

بخش بندی^۱ تصویر نقش مهمی را در تصویربرداری پزشکی دارد، اما بخش بندی تصاویر پزشکی با توجه به تنوع وسیع در شکل ارگان مورد نظر و تنوع در کیفیت تصاویر، کاری سنگین و دشوار به شمار می رود. صحت و دقت تشخیص به دقت بخش بندی کاملاً وابسته است. بخش بندی راه های هوایی جهت آگاهی از ساختار درخت راه هوایی در تشخیص، مطالعه و درمان اختلال ریه ها و فعالیت سیستم تنفسی است. ضمن اینکه اولین مرحله در فرآیند برونکوسکوپی مجازی، بخش بندی تصویر اخذ شده از سطح سینه بیمار است. سیستم برونکوسکوپی مجازی، روش نسبتاً جدیدی است که با فراهم آوردن اطلاعات دقیق از سطح داخلی راه های هوایی و امکان حرکت مجازی داخل آن ها، در کنار روش های تشخیصی و درمانی دیگر دقت نتایج را بالا برده و امکان تشخیص های دقیق تر را فراهم می آورد ضمن اینکه در کاربردهای جدیدتر برای طراحی^۲ و هدایت ابزار و روشهای پزشکی مانند بیوپسی و جراحی رباتیک نیز، از امکانات برونکوسکوپی مجازی استفاده می گردد. در این مقاله سعی بر ارائه روشی کارآمد و اتوماتیک جهت بخش بندی سه بعدی راه های هوایی است [۱،۲].

۱-۱- مشکلات بخش بندی راه های هوایی

بخش بندی راه های هوایی به دلایلی چند یک مساله چالش انگیز است. ساختارهای متفاوت در شش با تفاوت در مقدار HU^3 که به صورت مقادیر سطوح خاکستری در تصویر نشان داده می شود، از هم قابل تشخیص اند. میزان HU راه هوایی با کاهش قطر راه هوایی در نتیجه اثر جزیی حجم، افزایش می یابد [۳]. پروتکل اخذ تصویر برش نگاری رایانه ای که در هنگام تصویربرداری به کار می رود نیز تصاویر حاصل را تحت تاثیر قرار می دهد. تصویر برش نگاری رایانه ای مربوط به

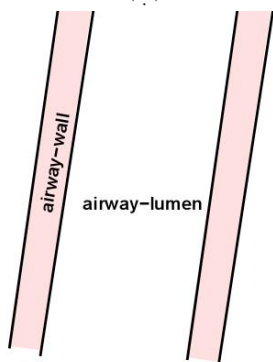
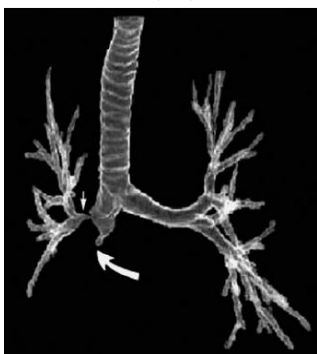
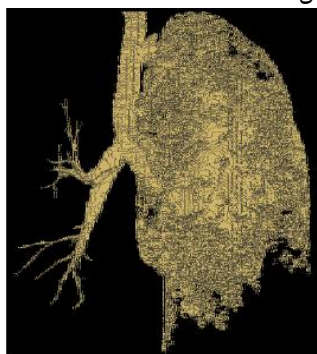
¹ Segmentation

² Planning

³ Hounsfield Unit

بخش بندی راههای هوایی داخل سینه ای در CT با اتصال فازی

نشستی به علت باریک بودن دیواره راههای هوایی که لوله هوایی را از بافت اصلی اطراف جدا می کند، پدید می آید. به عبارت دیگر بافت اصلی ریه الگویی مشابه آنچه که در راه های هوایی کوچک رخ می دهد، دارد. اثر جزیبی حجم و نویز، قابلیت تفکیک دیواره راههای هوایی را به شدت کاهش می دهد که این امر می تواند منجر به عبور نتیجه بخش بندی از میان دیواره راه هوایی و بروز پدیده نشستی شود [۵] (شکل ۳).

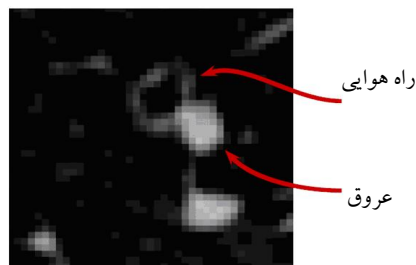


شکل ۳- الف) نشستی در موارد بیماری آمفیزم، ب) تنگی برونش ناشی از سرطان ج) نمای راه هوایی و دیواره آن

ناهمگنی در وکسل ها: در نتیجه اندازه وکسل ها، راه های هوایی باریک یا تنگ شده ممکن است در نتایج بخش بندی از هم گسسته یا منقطع پدیدار شوند [۴].

گسستگی در نتایج بخش بندی در اثر آرتیفکت های بازسازی: آرتیفکت های بازسازی تصویر ممکن است منجر به گسسته شدن راه های هوایی بخش بندی شده شود [۴].

تنوع راه های هوایی از لحاظ اندازه و پیچیدگی شکل ارگان: در اندازه های مختلف راه های هوایی، در بخش های مختلف مجموعه داده^۲ و مجاور بودن آنها با عروق مربوط به سیستم قلبی- عروقی دشواری هایی در پیاده سازی الگوریتم بخش بندی به همراه خواهد داشت. (شکل ۲).



راه های هوایی در موارد غیر نرمال (بیماری هایی مانند آمفیزم^۳): مشکل رایج دیگر بخش بندی تصاویر برش نگاری رایانه ای بیمارانی است که به آمفیزم مبتلا هستند. در این مورد بروز یک نشستی شدید امر غیر عادی نیست. همچنین تنگی یا انسداد راه های هوایی که ممکن است در اثر سرطان ریه رخ دهد، منجر به از دست دادن شاخه مربوطه در فرآیند بخش بندی می شود [۳] (شکل ۳).

نشستی: یکی از بزرگ ترین مشکلات در فرآیند بخش بندی راه های هوایی نشستی به نواحی خارجی لوله راه های هوایی^۴ است.

¹ Reconstruction Artifacts

² Dataset

³ Emphysema

⁴ Extra-luminal

مروری بر روش‌های بخش بندی راه‌های هوایی

روش‌های قبلی بخش بندی چهار استراتژی را به کار بردند: روش‌های مبتنی بر دانش^۱ [۶-۸]، رشد ناحیه‌ای [۹-۱۳]، آنالیز مسیر مرکزی^۳ [۱۵، ۱۴]، مورفولوژی ریاضی^۴ [۱۶-۱۹] روش مبتنی بر دانش توسط سونکا^۵ پیشنهاد شد [۶، ۷]. در روش مبتنی بر دانش از اطلاعات آناتومی که ارتباط بین راه های هوایی و رگ‌های خونی ریوی در همسایگی آن‌ها را توصیف می کند در بخش بندی دو بعدی بهره گرفته می شود، سپس نتایج حاصل از این مرحله را با نتایج حاصل از بخش بندی سه بعدی به روش رشد ناحیه‌ای که برای تشخیص راه های هوایی بزرگ‌به کار می‌رود ترکیب کرد. پارک^۶ در [۸] از منطق فازی جهت افزایش صحت همراه این روش استفاده کرد.

سامرز^۷ و همکارانش در [۹] رشد ناحیه‌ای سه بعدی با انتخاب آستانه به صورت دستی را جهت بخش بندی راه‌های هوایی به کار بردند. اسکلاتلتر و همکارانش در [۱۳] نیز یک آستانه ثابت به همراه سایر پارامترها برای اعمال یک رشد ناحیه‌ای سه بعدی را به کار بردند. رشد نواحی ضمن بررسی وقوع نشئی پیش می‌رود.

موری و همکارانش در [۱۱] از یک رشد ناحیه‌ای سه بعدی تطبیقی که به صورت اتوماتیک آستانه را در حین فرآیند تکراری بخش بندی تعیین می‌کرد بهره گرفتند. وود و همکارانش در [۱۰] یک رشد ناحیه‌ای در همسایگی ۲۶ همراه با یک آستانه سراسری را به این منظور به کار بردند. لا و هنگ در [۱۲] از رشد ناحیه‌ای تطبیقی همراه با الگوریتم ژنتیک جهت تعیین مرکز نای به صورت خودکار به استفاده کردند.

علی رغم سرعت بالا، این شیوه تحت تاثیر اثر جزئی حجم و نوز به علت آستانه‌گذاری سراسری است و مهم‌تر آنکه با پدیده نشئی مواجه می‌شود.

روش آنالیز مسیر مرکزی توسط سویفت^۸ پیشنهاد شد [۱۴، ۱۵]. عیب این روش در وابستگی بسیار آن به دقت در بدست آوردن مسیر مرکزی می باشد که به دلایلی مانند: وابستگی به پارامترهای اولیه و شرایط توقف و احتمال تشکیل مسیر در خارج از راه های هوایی، ممکن است ناقص باشد یا درست عمل نکند.

در روش مورفولوژی ریاضی چند مرحله وجود دارد [۳]، [۱۶-۱۸]. ابتدا بوسیله توابع مورفولوژی کاندیداهای راه‌های هوایی تشخیص داده می شوند سپس ارتباط سه بعدی و ویژگی های شکل برای تشخیص راه‌های هوایی درست از نادرست به کار می‌رود. این روش بسیار زمان بر است.

تی شیرن^۹ به همراه سونکا و همکارانش در [۵] روش بخش بندی بازسازی ساختار درختی با استفاده از اتصال فازی را پیشنهاد کردند. روش مبتنی بر اتصال فازی پیشنهادی با وجود مزایایی مانند غلبه بر نوز، از لحاظ محاسباتی نسبتاً پیچیده است. کاهش زمان محاسبه با انجام بخش بندی در ROI های کوچک، امکان پذیر است. ROI-ها منطبق بر طول شاخه مورد بخش بندی به کار رفته است. در این مقاله برای تشخیص نشئی از یک عملگر مورفولوژی استفاده می‌شود. البته برای تشخیص نشئی می‌توان از روش دیگری بهره گرفت برای مثال می توان از نسبت مساحت دو شاخه خواهر برای آستانه گذاری استفاده کرد [۱۹].

¹ Knowledge-based

² Region Growing

³ Central Axis Analysis

⁴ Mathematical Morphology

⁵ Sonka

⁶ Park

⁷ Summers

⁸ Swift

⁹ Tshirren

۲- مواد و روشها

۲-۱- اتصال فازی

با الهام از کاربرد نظریه گراف در بخش بندی و با تکیه بر قوانین فازی بوده است [۲۰].

برای بیان موثر ارتباط در هم آمیخته، ارتباط فضایی و توپولوژی بین هر دو جز تصویر می بایست بررسی شود. هم خانوادگی بین دو جزء به نزدیکی فضایی آن دو در عین شباهت شدت روشنایی تصویر و ویژگی شدت روشنایی مشتق شده بستگی دارد. چارچوب الگوریتم اتصال فازی بر اساس دو رابطه اصلی فازی تعریف شده است.

رابطه محلی فازی: هم خانوادگی میزان اتصال محلی اجزاء به یکدیگر را تعیین می کند، ضمن این که این تئوری امکان همسایگی به هر اندازه را به تعریف هم خانوادگی می دهد قدرت هم خانوادگی بین المان فضایی c و d وابسته است به این که چقدر آن ها از لحاظ فضایی به هم نزدیکند و چقدر بر اساس ویژگی شدت روشنایی شان و نیز بر اساس موقعیت فعلی به هم نزدیک باشند. در [۲۰] شکل ویژه زیر برای μ_k به کار برده شده است:

$$\mu_k(c, d) = w_1 g_1(f(c), f(d)) + w_2 g_2(f(c), f(d)) \quad (1)$$

که g_1 و g_2 توابع گوسی^{۱۱} از به ترتیب

$$\frac{|f(c) - f(d)|}{2}, \frac{f(c) + f(d)}{2} \quad (2)$$

هستند و w_1 و w_2 ضرایب غیرمنفی هستند. در این رابطه، g_2 یک گوسی با میانگین صفر است که میزان اتصال محلی c و d را بر اساس یکنواختی شدت روشنایی نشان می دهد. g_1 تابع گوسی با میانگین و انحراف معیاری است که وابسته به میانگین و انحراف معیار شدت روشنایی شیئی است که هدف، تعریف آن در صحنه است. در حالت کلی هر دو مولفه مبتنی بر همگونی و ویژگی شیء، در طراحی هم خانوادگی های فازی المان فضایی باید مورد توجه قرارگیرند. با این وجود در برخی کاربردها هر مولفه به

تصاویر پزشکی ابهام^۱ ذاتی دارند، میزان ابهام به عواملی چون چون محدودیت در قدرت تفکیک فضایی^۲ و قدرت تفکیک زمانی^۳ و سایر محدودیت های فیزیکی ابزار تصویربرداری وابسته است. نواحی اشیاء تصاویر پزشکی با عدم همگنی شدت روشنایی، خاصیت فازی، ظاهر می شوند. از این رو استفاده از اطلاعات مربوط به شدت روشنایی پیکسل ها - که معمولاً به صورت ناهمگونی^۴ در اجزاء تصویر مشاهده می شود- به تنهایی نمی تواند در بخش بندی اجزاء تصویر موثر واقع شود. تصاویر پزشکی دو مشخصه بارز دارند که در آنالیز سه بعدی بررسی آنها امری است ضروری. این دو مشخصه عبارتند از:

ترکیب متنوع^۵: ابزارهای تصویربرداری به علت محدودیت محدودیت های سخت افزاری باعث ایجاد محوی^۶ در تصاویر می شوند، در نتیجه مقادیر شدت روشنایی در نواحی مربوط به یک شیء در تصویر دچار تغییر و تنوع^۷ می شوند. می شوند.

ارتباط در هم آمیخته^۸: علی رغم وجود تغییرات در مقادیر شدت روشنایی مرتبط به یک شیء (پدیده ترکیب متنوع)، یک ارتباط در هم آمیخته بین اجزاء تصویر (پیکسل ها یا وکسل ها) مشاهده می شود که منجر به درک نواحی اشیاء به عنوان یک گشتالت^۹ (تشکیل و ترکیب چندعامل یا پدیده) می باشد.

این دو مفهوم در الگوریتم اتصال فازی در نظر گرفته می شوند. روش اتصال فازی (FC) ارائه شده توسط ادوپا^{۱۰}

¹ Inaccuracies

² Spatial resolution

³ Temporal resolution

⁴ Heterogeneity

⁵ Graded Composition

⁶ Blurring

⁷ Grading

⁸ Hanging Togetherness

⁹ Gestalt

¹⁰ Udupa

¹¹ Gaussian

بررسی و حل می‌شود. برنامه‌سازی پویا برای حل برخی مسائل تصمیم‌گیری^۴ به کار می‌رود [۲۱]. شکل ۴ سعی در نشان دادن این مفهوم دارد. این مفاهیم به طور خلاصه در این جا مطرح می‌شود، جزئیات بیشتر را در [۲۰] می‌توان دنبال کرد. اگر κ هر هم‌خانوادگی فازی المان فضایی در G باشد، یک مسیر در G از یک المان فضایی $c \in C$ به یک المان فضایی $d \in C$ یک دنباله $c^{(1)}, c^{(2)}, \dots$ از المان‌های فضایی $m \geq 2$ است که همه در C هستند چنان‌که: $c^{(1)} = c$ و $c^{(m)} = d$. این دنباله المان‌های فضایی در این مسیر ممکن است هر جزیی از C باشند که لزوماً مجزا هم نباشند.

لازم نیست که $\mu_k(c, d)$ برای هر زوج ممکن (c, d) از المان‌های فضایی در C محاسبه شود، بلکه کافی است که $\mu_k(o, d)$ برای هر $c \in C$ تعیین شود تعیین رابطه سراسری فازی به ارزیابی رابطه فازی در دو مرحله بستگی دارد.

مرحله اول: رابطه فازی محلی برای هر جفت از اجزا تصویر (در حالت (c, d) یا (o, d)) با شروع از c (یا o) تا رسیدن به d محاسبه می‌شود. کمینه این مقادیر هم خانوادگی به عنوان قدرت مسیر در نظر گرفته می‌شود.

$$c_{cd}^i = \min(\mu_k(c, c_1), \mu_k(c_1, c_2), \dots, \mu_k(c_m, d)) \quad (6)$$

مرحله دوم: پس از آن‌که مرحله اول برای همه مسیرهای ممکن صورت گرفت. قدرت ماکزیم مسیر، رابطه فازی سراسری اجزا c (o) و d است. این امر در شکل ۴ نشان داده شد.

$$\mu_k(c, d) = \max(c_{od}^1, c_{od}^2, \dots, c_{od}^n) \quad (7)$$

روش اتصال فازی (FC) مشکلات و محدودیت‌های دارد، اتصال فازی از لحاظ محاسباتی الگوریتمی پیچیده و زمان‌بر است. چنان‌که بیان شد، فضای جستجوی در FC از برنامه نویسی پویا برای به دست آوردن رابطه فازی سراسری،

تنهایی ممکن است کافی باشد، این موضوع در ادامه در نحوه تعریف تابع برای μ_k بیان می‌شود:

$$\mu_k = \mu_\alpha(c, d)g(\mu_\psi(c, d), \mu_\phi(c, d)) \quad (3)$$

که μ_ψ و μ_ϕ مولفه‌های مبتنی بر همگونی و ویژگی شیء از هم‌خانوادگی را بیان می‌کنند. ψ و ϕ ممکن است خودشان به عنوان روابط فازی بررسی شوند. $\mu_\alpha(c, d)$ همسایگی فضایی را بیان می‌کند که به صورت زیر تعریف می‌شود:

در حالت دوبعدی

$$\mu_\alpha(c, d) = \begin{cases} 1 & \text{if } c = d \text{ or } c, d \text{ are 4-ajjacent} \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (4)$$

در حالت سه بعدی

$$\mu_\alpha(c, d) = \begin{cases} 1 & \text{if } c = d \text{ or } c, d \text{ are 6-ajjacent} \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (5)$$

رابطه سراسری فازی: این رابطه که قدرت اتصال فازی^۱ نیز نیز خوانده می‌شود در فضای تصویر به هر جفت از اجزا تصویر (c, d) (نه لزوماً اجزا نزدیک به هم تصویر) یک قدرت درهم‌آمیختگی سراسری (قدرت اتصال به هم سراسری) نسبت می‌دهد که مقداری بین صفر و یک دارد. رابطه قدرت اتصال فازی با بررسی همه مسیرهای ممکن بین دو المان فضایی انجام می‌شود. قدرتی که به هر مسیر خاص نسبت داده می‌شود، به عنوان ضعیف‌ترین هم-خانوادگی^۲ بین دو زوج متوالی از اجزاء طول مسیر تعریف می‌شود. برای تعیین این مقدار همه مسیرهای ممکن از c تا d (یک دنباله از اجزاء مجاور که از c شروع و به d ختم می‌شوند) بررسی می‌شود و هم‌خانوادگی کمینه اجزاء دو به دو در طول مسیر تعیین می‌شود. این هم‌خانوادگی استحکام مسیر را بیان می‌کند. در تعریف شیء متصل فازی، قدرت اتصال همه جفت اجزاء ممکن از طریق برنامه‌سازی پویا^۳

¹ Fuzzy Connectedness Relation

² Affinity

³ Dynamic Programming

⁴ Decision problem

شیء از عملکرد خوشه‌یابی فازی که توابع عضویت تولید شده توسط آن می‌توانند فرم گوسی که در این دو مولفه به دنبال آن هستیم را دارا باشند، استفاده شده است.

علاوه بر تعیین نقاط اولیه و نیاز به تعیین پارامترهای عنوان شده در محاسبه رابطه فازی سراسری می‌بایست رابطه هم‌خانوادگی محلی روی تمام وکسل‌های ناحیه در نظر گرفته شده با توجه به μ_α محاسبه شود که فرآیند زمان‌بری است. نکته دیگر پیرامون تابع همسایگی فازی، μ_α ، است که طبق روابط ۴ و ۵ در واقع غیر فازی^۱ در نظر گرفته شده است، در روش پیشنهادی تابع مذکور، به صورت فازی طراحی شده است و با فیلتر کردن با کرنل سه بعدی یکنواخت، در هر مرحله این تابع، به اجزای تصویر همسایگی ۲۶ مقادیر عضویت اختصاص می‌دهد.

در روش ما (FC-FCM) رابطه هم‌خانوادگی محلی با الگوریتم FCM پیاده می‌شود. در واقع FCM مفاهیم نزدیکی و درهم آمیخته وکسل‌ها را نسبت به ویژگی خاص با کمینه کردن فاصله اقلیدسی در نظر می‌گیرد. ایده طرح شده در اینجا در واقع با توجه به این حقیقت بود که تفکیک‌کننده بهینه آماری برای توزیع گوسین، تفکیک‌کننده حداقل فاصله^۲ است [۲۳].

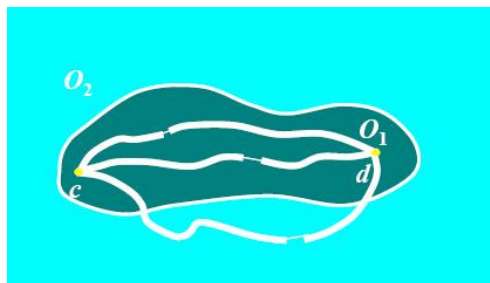
ابتدا تابع عضویت سطح خاکستری با اعمال الگوریتم FCM بر حجم مجموعه داده پیش پردازش شده برای انتخاب کلاس راه‌های هوایی، حاصل می‌شود ما با انتخاب u_{ij} هایی مربوط به راه‌هوایی آن میزان از عضویتی برای ساختن تابع عضویت سطح خاکستری را استفاده می‌کنیم که به صورت تجربی حاصل شده است. چنانچه در شکل ۵ نشان داده شده است مشخصه سطوح خاکستری راه-های هوایی سه قسمت اصلی دارد. بنابراین تفکیک به حداقل چهار دسته لازم است.

استفاده می‌کند. از طرفی جزییات این فضای جستجو به طور صریح و روشن در منابع مربوط به توصیف FC بیان نشده است. این فضای جستجو متناسب با نوع کاربرد باید تعیین شود علاوه بر آن، حدس اولیه برای تعیین پارامترهای σ, μ در توابع عضویت مربوط به مولفه‌های همگونی و ویژگی شیء که این امر در [۵] به صورت تجربی تحقق یافته است. تعیین این پارامترها چنان‌که در [۲۲] نیز عنوان شده است، منجر به افزایش مداخله کاربر خواهد شد. الگوریتم اتصال فازی نیازمند تعیین نقاط اولیه و تعیین پارامترهای مولفه مبتنی بر ویژگی شیء است.

۲-۲- اتصال فازی- رویکرد جدید

چنانچه در توصیف الگوریتم اتصال فازی گفته شد، در تعریف تابع $g(.)$ می‌توان از فرمی مشابه زیر استفاده کرد:

$$\mu_k = \mu_\alpha \sqrt{\mu_\psi \mu_\phi} \quad (۸)$$



شکل ۴- هر مسیر بین c و d قدرتی دارد که کوچکترین هم‌خانوادگی در طول مسیر است (بخش باریک در شکل). میزان اتصال بین c و d قدرت مستحکم‌ترین مسیر است.

از آنجایی که همسایگی جزء تصویر (پیکسل یا وکسل) با جزء هسته اولیه در شدت روشنایی و فضای گرادیان به محل قرارگرفتن آن نسبت به مرکز ناحیه هدف وابسته است. این مرکز ناحیه هدف در FCM به صورت مراکز دسته‌ها بوده و هدف کمینه کردن فاصله اقلیدسی اجزا تصویر با این مراکز دسته‌هاست که در عمل ناحیه هدف با اجزا تصویری که نسبت به مرکز آن ناحیه کمینه فاصله را دارند، حاصل می‌شود. بنابراین برای به دست آوردن مولفه مبتنی بر ویژگی

¹ Crisp

² Minimum Distance

هم خانوادگی سراسری بر اساس ترکیب بازگشتی^۳ ارائه شده در زیر صورت می‌پذیرد:

$$\mu_{s\text{-updated}}^i = H * \mu_T^i \quad (10)$$

$$\mu_s^{i+1} = \max(\mu_{s\text{-updated}}^i, \mu_T^i) \quad (11)$$

$$\mu_T^{i+1} = \min(\mu_s^{i+1}, \mu_G^{i+1}) \quad (12)$$

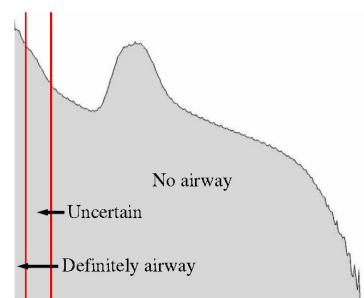
که $\mu_{s\text{-updated}}^i$ از طریق کانولو کردن تابع عضویت کلی^۴ مرحله i با H حاصل می‌شود. در این الگوریتم‌ها به این امر پرداخته می‌شود که یکی از مهم‌ترین ویژگی‌های تصویر آن است که اجزا همسایه تصویر (پیکسل یا وکسل) به شدت همبسته^۵ هستند. به عبارت دیگر، این اجزا همسایه مقادیر ویژگی مشابه تولید می‌کنند و احتمال اینکه آن‌ها متعلق به یک کلاس باشند بالاست. در نظر گرفتن ارتباط فضایی اجزاء تصویر در خوشه‌یابی مهم است که در FCM استاندارد در نظر گرفته نمی‌شود [۲۶]. نیز در روش اتصال فازی تابع همسایگی یک تابع غیر فازی در نظر گرفته شده است، در حالی که در رویکرد پیشنهادی جدید این تابع به صورت فازی و توسط رابطه (۱۰) و (۱۱) محقق شده است [۲۶].

حاصل کانولو کردن این ماسک در هر مرحله و سپس اعمال تابع max ، گسترش ناحیه حاصل از بخش‌بندی جاری، به ۲۶ همسایگی اطراف و در واقع در نظر گرفتن وکسل‌های همسایگی ۲۶ جهت کسب رابطه همگونی است. در حقیقت، ارتباط همگونی بین وکسل‌های ناحیه جاری از لحاظ سطح خاکستری با وکسل‌های همسایگی ۲۶ آن از این طریق بررسی می‌شود و تابع عضویت فضایی مرحله جاری، μ_s^{i+1} ، به صورت بازگشتی، چنانچه در رابطه (۱۱) نشان داده شده است، به دست می‌آید. عملگر max به کار رفته در این رابطه، عملگر max مجموعه‌های فازی است. این روابط در شکل ۶ توصیف شده‌اند.

خوشه‌یابی در نواحی نامعلوم^۱ هیستوگرام راه هوایی اهمیت ویژه‌ای دارد. در مولفه مبتنی بر همگونی میزان شباهت شدت روشنایی هر دو وکسل مجاور در مسیر بین دو وکسل تحت بررسی محاسبه می‌شود.

در رویکرد جدید با توجه به مطالب عنوان شده در [۲۴] که در بخش مربوط به محاسبه ارتباط فازی سراسری از این مرجع مطرح شد و در نظر گرفتن مرکز دسته حاصل از FCM به عنوان o و هر وکسل به عنوان d در صدد به دست آوردن مولفه مبتنی بر همگونی هستیم. برای اخذ رابطه فضایی بین وکسل‌ها و رشد نتیجه بخش‌بندی از ماسک یکنواخت H با ضریب مشخصی استفاده می‌کنیم. این ماسک، به صورت پنجره^۲ یکنواخت با اندازه 3×3 زیر است:

$$H = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$



شکل ۵- مشخصه راه‌های هوایی

با کانولو کردن کرنل H در هر مرحله، وکسل‌های همسایگی ۲۶ برای محاسبه مولفه همگونی در نظر گرفته می‌شوند. چند وکسل مرکزی در اسلایس اول مجموعه داده به عنوان هسته اولیه در نظر گرفته می‌شود. رابطه

³ Recursive Construction

⁴ Total Membership Function

⁵ Correlated

¹ Uncertain

² Window

بخش بندی راههای هوایی داخل سینه ای در CT با اتصال فازی

هر $X_{size} \times Y_{size}$ وکسل (معمولاً 512×512) است. هر وکسل (x, y, z) شدت روشنایی $I(x, y, z)$ و فاصله گذاری $(\Delta x, \Delta y, \Delta z)$ است. درخت راه هوایی بر یک مجموعه داده سه بعدی، به صورت یک مجموعه ساختار لوله ای متصل تیره است که شاخه ای بوده و در حین شاخه دار شدن قطر آن کاهش می یابد. وکسلی که متعلق به راه هوایی است تقریباً $1000HU$ - مقدار دارد. این در حالی است که مقدار وکسل مربوط به آب $0HU$ است. بافت نرم، مانند آنچه در میان پرده^۳ است، در محدوده $100HU$ - تا $200HU$ واقع شده است. استخوان نیز مقداری نزدیک $1000HU$ دارد.

در جدول (۱) مجموعه داده های مورد استفاده در پژوهش حاضر و مشخصات آنها آورده شده است.

جدول ۱- مجموعه داده ها و مشخصات آنها

مجموعه داده	اندازه	ضخامت اسلایس	فاصله پیکسل ها
۱	$512 \times 512 \times 430$	0.625	$0.7, 0.7$
۲	$512 \times 512 \times 472$	0.625	$0.7, 0.7$
۳	$512 \times 512 \times 449$	0.625	$0.97, 0.97$
۰-۱	$512 \times 512 \times 39$	0.625	$0.7, 0.7$

۲-۵- پیش پردازش

نرمالیزاسیون به عنوان مرحله پیش از خوشه یابی اهمیت ویژه ای دارد. بنابراین پیش از اعمال FCM نیز نیاز است که نرمالیزاسیون بر مجموعه داده اعمال شود.

μ_T در واقع تابع عضویت کلی ناحیه راه های هوایی است. در مرحله بعد با اعمال عملگر min مجموعه های فازی بر تابع عضویت سطوح خاکستری μ_G^i و تابع عضویت فضایی μ_s^i در هر مرحله تابع عضویت کلی بر همسایگی ۲۶ مورد بررسی به دست می آید که میزان عضویت وکسل به ناحیه راه هوایی را بیان می کند (رابطه (۱۱)).

در روش پیشنهادی، وکسل های داوطلب راه هوایی در هر تکرار، فقط از همسایگی یک^۱ ناحیه قبل انتخاب می شوند. این امر حجم محاسبات بالای روش معمول اتصال فازی را از طریق محدود کردن فضای جستجو، به میزان قابل توجهی کاهش می دهد.

به علاوه به کاربردن الگوریتم ابتدایی اتصال فازی برای حل $\mu_k(o, d)$ نیازمند محاسبه هم خانوادگی وکسل های اتصال^۲ در همه مسیرها با شروع از o و با هدف رسیدن به d است که محاسبات زیادی دارد. این الگوریتم با محاسبه مسیر میان وکسل هایی که پیش تر توسط FCM دسته بندی شده اند، بهبود می یابد. پس از کسب تابع عضویت کلی نهایی بر کل مجموعه داده، مرحله غیرفازی کردن انجام می شود. غیر فازی کردن به روش های مختلفی صورت می گیرد، یکی از توابعی که به این منظور استفاده می شود، آستانه گذاری است. در این مقاله ما از این تابع بهره گرفتیم. بلوک دیاگرام کلی روش پیشنهادی در شکل ۷ نشان داده شده است.

۲-۴- مجموعه داده

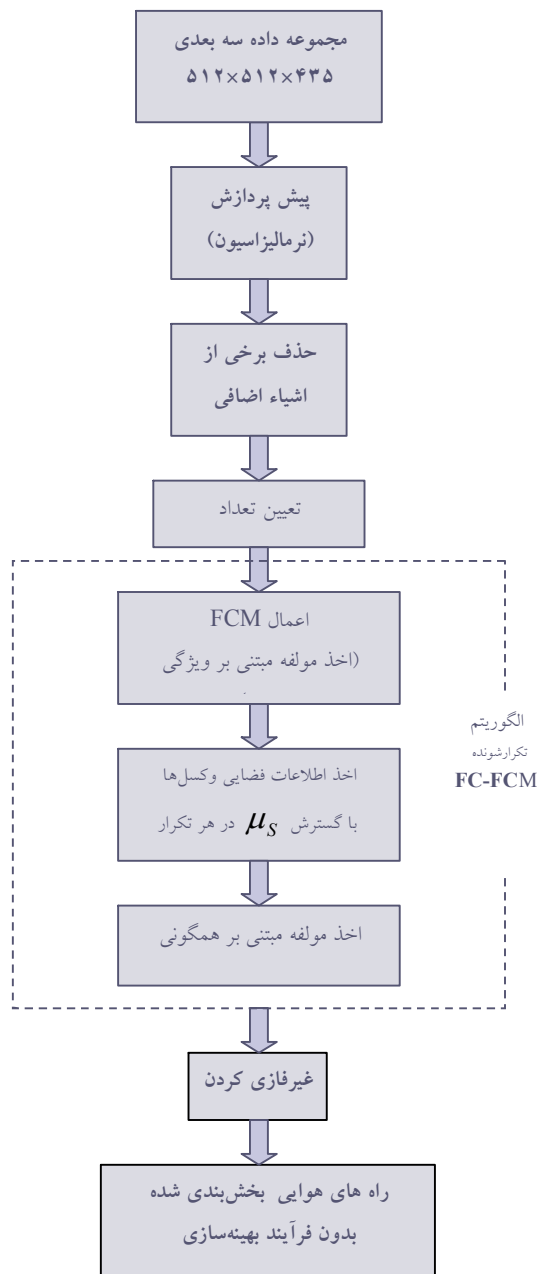
در این بخش نتایج بخش بندی بر مجموعه داده تصاویر برش نگاری رایانه ای که از مرکز تصویربرداری بیمارستان امام تهیه شده است، ارائه خواهد شد.

یک تصویر برش نگاری رایانه ای از قفسه سینه شامل یک دسته Z تایی از بخش های مجاور هم است. هر بخش شامل

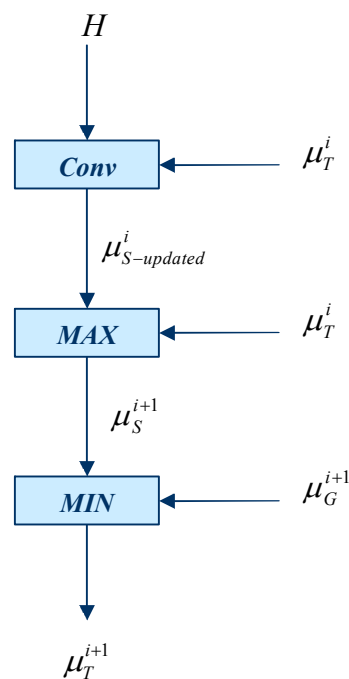
¹ Adjacency
² Connection

³ Mediastinum

بخش‌بندی با روش FC-FCM بود بهره گرفته‌ایم. این مقایسه در شکل (۸-ب) آورده شده است.



شکل ۷- بلوک دیاگرام روش پیشنهادی FC-FCM



شکل ۶- روند اعمال رابطه سراسری فازی

۳-نتایج

در این بخش نتایج اعمال الگوریتم پیشنهادی (FC-FCM) بر مجموعه داده سه بعدی آورده شده است. نحوه استفاده از توابع عضویت حاصل از FCM به تفصیل بیان شد. پس از اخذ مولفه مبتنی بر ویژگی شیء، با وارد کردن اطلاعات فضایی، از طریق تابع عضویت فضایی μ_S ، مولفه مبتنی بر همگونی در یک فرایند تکراری ضمن رشد هسته اولیه حاصل شد. چنانچه ذکر شد هسته اولیه، وکسل‌های مرکزی اسلایس آغازین مجموعه داده در نظر گرفته می‌شود. در روش پیشنهادی تعداد کلاس‌ها ۶ در نظر گرفته شده است. نتایج در شکل ۸ پس از غیرفازی کردن در محیط MATLAB نشان داده شده است.

در این بخش با اعمال روش رشد ناحیه‌ای اقدام به مقایسه نتایج روش پیشنهادی و FCM و رشد ناحیه‌ای نمودیم. لازم به ذکر است که جهت اعمال روش رشد ناحیه‌ای در شاخه سمت چپ از هسته اولیه‌ای که مقطع انتهایی نتیجه

بخش بندی راههای هوایی داخل سینه ای در CT با اتصال فازی



شکل ۸- مقایسه نتایج روش‌های FC-FCM، RG و FCM: (الف) - حجم حاصل از FC-FCM، (ب) - شاخه سمت چپ با روش RG و شاخه سمت راست با روش FC-FCM حاصل شده است. (ج) - حجم حاصل از FCM

TP: نواحی که جزء راه‌های هوایی بوده و متناظراً در خروجی الگوریتم بدست آمده‌اند.

TN: نواحی که متعلق به راه‌های هوایی نیستند و در بخش-بندی نیز به عنوان قسمتی از راه‌های هوایی، استخراج نشده‌اند.

FP: نواحی که متعلق به راه‌های هوایی نبوده، ولی در خروجی الگوریتم به عنوان قسمتی از راه‌های هوایی - بخش‌بندی شده‌اند.

FN: نواحی که جزء راه‌های هوایی بوده، ولی در خروجی الگوریتم به عنوان نواحی راه‌های هوایی بدست نیامده‌اند.

نتایج به صورت جدول ۲ حاصل می‌شود

جدول ۲- ارزیابی کمی متداول نتایج بخش‌بندی با روش پیشنهادی FC-FCM

دقت	اختصاصیت	حساسیت
٪۹۲/۹۲	٪۹۸/۸۱	٪۸۵/۱۸

توانمندی الگوریتم پیشنهادی در مقایسه با روش رشد ناحیه‌ای و بخش‌بندی با FCM شکل (۸-ج) به روشی نمایان است.

توانایی الگوریتم پیشنهادی در مقایسه با رشد ناحیه‌ای و FCM از منظر مقابله با نشتی و حصول بخش‌بندی هموار، کاملاً مشهود است.

اما این نکته که الگوریتم FC-FCM شاخه‌های بعد از لایه سوم را استخراج نکرده است، در شکل (۸-الف) نشان داده شده است. با تعریف زیر:

$$\text{Sensitivity} = \frac{TP}{TP+FN} \quad (16)$$

$$\text{Specificity} = \frac{TN}{TN+FP} \quad (17)$$

$$\text{Accuracy} = \frac{TP+TN}{TP+FN+TN+FP} \quad (18)$$

پارامترهای TP، FN، TN، FP در رابط فوق به شرح ذیل می‌باشند:

هدف اولیه در این مقاله ارائه یک روش کارآمد مبتنی بر الگوریتم FC بوده است که بتوان ضمن استفاده از ویژگی‌های ساختاری راه‌های هوایی با فرآیند بهینه سازی به یک بخش بندی دقیق و هموار دست یافت.

روش	Generation	نشتی
RG	۰	دارد
FCM	۲	دارد
FC-FCM	۳~۴	ندارد

۴- بحث

ابتکار اصلی روش اتصال فازی در بکارگیری همزمان مؤلفه‌های مبتنی بر ویژگی و همگونی اشیاء بوده است. به گونه‌ای که با تعریف توابع مختلف μ_{ϕ} بتوان الگوریتم بخش بندی را متناسب با کاربرد مورد نظر بهینه کرد. در روش‌های پیشین هریک از مؤلفه‌ها به تنهایی جهت بخش بندی تصاویر به کار

رفته‌اند، اما با ارتباط توأم آن‌ها و اعمال برنامه‌سازی پویا جهت تعیین مسیرهای بهینه و فائق آمدن بر مشکل ناهمگونی اشیاء، کارآیی روش مطرح شده در کاربردهایی که ساختارهای پیچیده دارند (مشابه راه‌های هوایی) بیشتر نمایان شد. نکته حائز اهمیت این است که هدف اصلی از ارائه این الگوریتم، رفع مشکلاتی است که در روش‌های غیر فازی و نیز روش‌های فازی پیشین، حضور داشته‌اند. اما با ارتباط توأم آن‌ها و اعمال برنامه‌سازی پویا جهت تعیین مسیرهای بهینه و فائق آمدن بر مشکل ناهمگونی اشیاء، کارآیی روش مطرح شده در کاربردهایی که ساختارهای پیچیده دارند (مشابه راه‌های هوایی) بیشتر نمایان شد. نکته حائز اهمیت این است که هدف اصلی از ارائه این الگوریتم، رفع مشکلاتی است که در روش‌های غیر فازی و نیز روش‌های فازی پیشین، حضور داشته‌اند.

۵- نتیجه‌گیری

چنانچه در این بخش مشاهده شد، نتایج بخش بندی با رویکرد جدید روش اتصال فازی با دقت ۹۲٪ قادر به استخراج راه‌های هوایی تا لایه سوم می‌باشد. در رویکرد جدید بهره‌گیری از مزایای روش اتصال فازی در اخذ خواص ذاتی تصاویر پزشکی (ترکیب متنوع و ارتباط در هم آمیخته) با نظر به ماهیت فازی آن‌ها، منجر به استخراج مؤلفه‌های مبتنی بر همگونی و ویژگی شیء در فضای جدید FC-FCM با حجم محاسبات کمتر شد. با این رویکرد با استفاده از ارتباط فضایی و کسل‌ها و استفاده از خوشه‌یابی بهینه FCM و محدود کردن تابع عضویت سطح خاکستری از رخ دادن نشتی تا لایه چهارم به طور کامل جلوگیری به عمل آمد.

۶- تشکر و قدردانی

این مقاله با پشتیبانی معنوی و مادی گروه مدیکال انفورماتیک، مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی (RCSTIM) تهیه شده است. از همکاری این مرکز به خاطر فراهم آوردن امکانات و ایجاد محیط مناسب سپاسگزاریم.

منابع

1. Information about lung cancer, 2007, available from: <http://www.covenanthealth.com>
2. Information about tracheobronchial Stents, 2007, available from: <http://www.medgadget.com>
3. Bilgen D, Segmentation and analysis of the human airway tree from 3D X-ray CT images, Master thesis, University of Iowa, USA, 2000.

4. Kiraly A P, Higgins W E, McLennan G, Hoffman E A, Reinhardt J M .Three-dimensional Human Airway Segmentation Methods for Clinical Virtual Bronchoscopy. *Academic Radiology* 2002; 9:1153–1168.
5. Tschirren J, Hoffman A, McLennan G and Sonka M, Intrathoracic Airway Trees: Segmentation and Airway Morphology Analysis From Low-Dose CT, *IEEE Transaction Medical Imaging* 2005; 24:113–128.
6. Sonka M, Park W, Hoffman E, Rule-based detection of Intrathoracic airway trees. *IEEE Trans Med Imaging* 1996; 15: 314–326.
7. Sonka M, Park W, Hoffman E, Validation of an enhanced knowledge-based method for segmentation and quantitative analysis of Intrathoracic airway trees from three-dimensional CT images 1995; 2433:158–166.
8. Park W, Hoffman E, Sonka M, Segmentation of Intrathoracic airway trees: a fuzzy logic approach. *IEEE Trans Med Imaging* 1998; 17: 489–497.
9. Summers R M, Feng D H, Holland S M, Sneller M C, Shelhamer J H, Virtual bronchoscopy: segmentation method for real time display. *Radiology* 1996; 200: 857–862.
10. Wood S, Zerhouni E, Hoford J, Hoffman E, Mitzner W, Measurement of three-dimensional lung tree structures by using computed tomography. 1995; 79: 1687–1697.
11. Mori K, Hasegawa J, Toriwaki J, Anno H, Katada K, Recognition of bronchus in three dimensional x-ray CT images with application to virtualized bronchoscopy system. In: *Proceedings of the 13th International Conference on Pattern Recognition*. Piscataway, NJ: IEEE Press, 1996; 528–532.
12. Law T Y, Heng P A, Automated extraction of bronchus from 3D CT images of lung based on genetic algorithm and 3D region growing. *Proc SPIE*, 2000; 3979: 906–916.
13. Schlatholter T, Lorenz C, Carlsen I C, Renisch S, Deschamps T, Simultaneous segmentation and tree reconstruction of the airways for virtual bronchoscopy 2002; 2: 103–113
14. Swift R D, Kiraly A P, Sherbondy A J, Automatic axis generation for virtual bronchoscopic assessment of major airway obstructions. *Comput. Med. Imaging Graph* 2002; 26: 103–118.
15. Swift R D, Higgins W E, Hoffman E A, McLennan G, Reinhardt J M, Automatic axis generation for 3D virtual-bronchoscopic assessment. *Proc SPIE* 1998; 3337: 73–84.
16. Pisupati C, Wolff L, Mitzner W, Zerhouni E, Segmentation of 3D pulmonary trees using mathematical morphology. In: *Mathematical morphology and its applications to image and signal processing*. Atlanta, Ga: Kluwer Academic Publishers, 1996; 409–416.
17. Preteux F, Fetita C, Grenier P, Capderou A. Modeling, segmentation and caliber estimation of bronchi in high-resolution computerized tomography. *J Electron Imaging* 1999; 8: 36–45.
18. Fetita C, Preteux F, Bronchial tree modeling and 3D reconstruction. *Proc SPIE* 2000; 4121:16–29.
19. Pinho R, Sijbers J, Vos W., Efficient approaches to Intrathoracic airway tree segmentations, *IEEE Benelux Symposium*, 2006; 2: 151–154.
20. Ayaram J, Udupa K, Samarasekera S, Fuzzy Connectedness and Object Definition: Theory, Algorithms and Applications in Image Segmentation, Graphical Models and Image Processing, 1996; 58: 246–261.
21. Dreyfus S E, *Dynamic Programming and the Calculus of variations*, Academic press, 1965.
22. Pednekar I, Kakadiaris I A, Adaptive fuzzy connectedness-based medical image segmentation, in: *Proc. Indian Conf. on Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, 2003; 457-462.
23. Bow S T, *Pattern Recognition and Image Preprocessing*, 1992.
24. Saha P K, Udupa J K, Odhner D., Scale-Based Fuzzy Connected Image Segmentation: Theory, Algorithms and Validation, *Computer Vision and Image Understanding* 2000; 77: 145–174.
25. Chuang K, Tzeng H L, Chen S, Wu J, Chen T, Fuzzy c-means clustering with spatial information for image segmentation, *Computerized Medical Imaging and Graphics* 2006; 30: 9–15
26. Rizi F Y, Ahmadian A, Alirezaie J, Fatemizadeh E, Rezaie N, A Hybrid Fuzzy Based Algorithm for 3D Human Airway Trees Segmentation, *2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, 2008; 2295 – 2298.