

بخش بندی کولون در تصاویر سی تی اسکن

بخش بندی بهینه و سریع کولون با استفاده از الگوریتم دو مرحله ای و

استخراج ویژگیهای موضعی در تصاویر سی تی اسکن

جواد حسنی بیدگلی^۱، علیرضا احمدیان^{۲*}، شهرام اخلاقیپور^۳، رضا آقازاده ظروفی^۴

۱- دانش آموخته کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران و پژوهشگر گروه مدیکال انفورماتیک مرکز

تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی تهران

۲- استادیار گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران و مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی تهران

۳- استادیار بیمارستان علوم پزشکی سینا، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۴- دانشیار گروه برق، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تهران

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۵/۷/۱ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۵/۸/۲۸

چکیده

مقدمه: سرطان روده بزرگ یکی از شایع ترین انواع سرطان در افراد سالخورده بوده و دومین علت مرگ و میر مبتلایان به سرطان می باشد. استفاده از تصویربرداری ۳ بعدی (CT Scan) یکی از تکنیکهای جدید تشخیص این سرطان با حداقل تهاجم است که به عنوان روش جایگزین بررسی جامعه مطرح می باشد. از مشکلات این روش، بدست آمدن حجم اطلاعات بسیار زیاد از هر بیمار (۳۰۰ تا ۴۰۰ تصویر) و زمان زیاد تجزیه و تحلیل آنها است. فرایند بخش بندی با وجود شباهت دیگر بافتها در ناحیه تصویر برداری به کولون، مواد غذایی بجای مانده در آن، شکل پیچیده کولون و عدم اتصال قسمتهای مختلف آن با یکدیگر، با مشکلات بسیاری همراه است. در این پروژه از الگوریتمهای سریع، کارآمد و قابل اطمینان جهت بخش بندی موثر استفاده شده است.

مواد و روشها: در این پروژه از یک الگوریتم ۲ مرحله ای برای بخش بندی استفاده شده است. هدف از مرحله اول الگوریتم، حذف اشیاء اضافی و محدود کردن ناحیه مورد نظر در فضای نیم رزولوشن می باشد تا با یک الگوریتم دقیقتر در مرحله دوم مرزهای دقیق مشخص گردند. در مرحله اول، الگوریتم از ترکیب روشهای آستانه گذاری تطبیقی، اعمال مورفولوژی و عملگر گسترش ناحیه ای با استفاده از دانه هایی که به صورت خودکار ایجاد می شوند، بهره برده است. خروجی این مرحله استخراج مرزهای کولون در فضای نیم-رزولوشن و ایجاد ناحیه جستجوی محدود می باشد. در مرحله دوم، از عملگر گسترش ناحیه ای اصلاح شده جهت بخش بندی دقیقتر مواد حاجب بجای مانده در کولون و در نهایت از عملگر استخراج مرزهای خارجی استفاده شده است.

نتایج: برای ارزیابی متد، پارامترهای مد نظر، برای خروجی های هر ۲ مرحله الگوریتم محاسبه شدند. پس از ارزیابی، ۷۲ مجموعه عالی (دسته ۱)، ۷ مجموعه خوب (دسته ۲)، ۲ مجموعه متوسط (دسته ۳) و ۱ مجموعه ضعیف (دسته ۴) تشخیص داده شده است، که این امر نشان دهنده عملکرد موفق الگوریتم بوده است.

بحث و نتیجه گیری: استفاده از الگوریتم دو مرحله ای تا حد بسیاری می تواند به کاهش مناطق جستجو با حفظ دقت عملکرد کمک کند. این کار با توجه به ویژگی آناتومیکی کولون قابل انجام است. از مرزهای استخراج شده در مرحله اول می توان به عنوان ورودی اولیه هر الگوریتم بخش بندی دقیقتری استفاده نمود. نتایج بدست آمده بیانگر موفقیت الگوریتم بوده است. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۲، شماره ۹، زمستان ۸۴: ۴۲-۲۹)

واژگان کلیدی: بخش بندی خودکار کولون، الگوریتم دو مرحله ای، مواد حاجب، کولونوسکوپی مجازی، سی تی اسکن

* نویسنده مسؤول: علیرضا احمدیان

آدرس: گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
ahmadian@sina.tums.ac.ir

تلفن: ۸۸۹۷۳۶۵۳-۰۲۱ (۰۹۸) + ۲۹ / مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۲، شماره ۹، زمستان ۸۴

جواد حسنی بیدگلی و همکاران

۱- مقدمه

سرطان کولون^۱ دومین عامل مرگ و میر در بیماران سرطانی در ایالات متحده می باشد. هر ساله حدود ۶۰۰۰۰ نفر در اثر ابتلا به این بیماری جان خود را از دست می دهند[۱]. آمارهای بدست آمده از تحقیقات اخیر نشان می دهد که تشخیص زود هنگام پولیپ های کولورکتال در مراحل ابتدایی با استفاده از روش های غربالگری و برداشتن آنها، رایج ترین روش پیشگیری از سرطان کولون بوده و مرگ و میر ناشی از سرطان کولون را کاهش می دهد [۲و۳].

استفاده از تصویربرداری سه بعدی برای بدست آوردن مدل مجازی کولون ابزاری مناسب و تقریباً غیر تهاجمی جهت تشخیص پولیپها و سرطان کولون می باشد[۴و۵]. این روش کولونوسکوپی مجازی^۲ نامیده می شود. در سالهای اخیر فناوری کولونوسکوپی مجازی پیشرفت های چشمگیری نموده است به طوری که می توان از آن به عنوان یک روش مناسب برای غربالگری در ابعاد وسیع جهت معاینه کولون در افراد بی نشانه به منظور تشخیص به موقع سرطان استفاده نمود[۶].

وجود برخی موانع، بخش بندی کولون را دشوار می سازد، که از آن جمله می توان به موارد ذیل اشاره کرد:

۱- ساختار کولون تنها ساختاری داخلی بدن نیست که با هوا پر شده است، به خصوص اگر دریچه ایلیوم بیمار خوب کار نکند و روده کوچک نیز پر از هوا می شود.

۲- موانعی مانند انسدادهای خیلی بزرگ و مواد غذایی بجای مانده در کولون، عملیات بخش بندی خودکار را پیچیده ساخته و موجب می گردد قسمتهای مختلف کولون پیوسته نباشد[۷].

۳- وجود نواحی که میزان جذب اشعه آنها بالاست مانند استخوان ها و مواد حاجبی خوارکی که درون کولون یا درون روده کوچک قرار دارند.

۴- نزدیکی دیواره خارجی کولون با دیگر اندام داخلی، مخصوصاً روده کوچک که بخشبندی را مشکل می نماید.

با استفاده از روش آماده سازی بیمار که بوسیله مواد حاجب خوراکی فراهم می شود می توان آنالیز بخش بندی کولون را راحت نمود و حتی مواد بجای مانده در کولون را ساده تر از پیش، از بافت های نرم کولون تشخیص داد[۸ و ۹].

در مقاله ای توسط دکتر یوشیدا و همکارانش، برای بخش بندی کولون از روش های مبتنی بر ویژگیهای آناتومیکی استفاده شده که در آن علاوه بر بخش بندی قسمت مورد نظر -کولون- چندین قسمت آناتومیکی دیگر نیز بخش بندی شده اند[۸]. این روش مزایایی مانند: کاهش فضای پردازش، جلوگیری از اتصال ناخواسته اندام های مختلف و استفاده از ویژگیهای هندسی اندام ها را دارد. این روش قابلیت جداسازی مواد غذایی باقی مانده در کولون را ندارد، از دیگر معایب آن می توان به بخشبندی اشیاء دیگر از قبیل ستون فقرات و ریه اشاره کرد. هدف این مقاله، استفاده از اطلاعات آناتومیکی کولون جهت بخش بندی تمام خودکار آن بوده است. در این مقاله از یک روش چند مقیاسه^۳ و چند مرحله ای^۴ برای بخش بندی کولون استفاده شده است.

در مرحله اول مرزهای تقریبی کولون در فضای نیم رزولوشن^۵ به دست می آید بدین منظور از ویژگیهای هیستوگرام سراسری و محلی و با تکیه بر دانه ها - که به صورت خودکار ایجاد می شوند- برای تشخیص و حذف مواد حاجب استفاده شده است و در نهایت با استفاده از عملگر گسترش ناحیه ای فضای کولونی که متشکل از دو قسمت، هوا و مواد حاجب می باشد بخش بندی می شود. سپس با استفاده از فرضیات آناتومیکی بقیه حفره های هوایی درون بدن حذف می شود. مرزهای گسترش

3- Multi-scale
4- Multi-stage
5- Half-resolution

1- Colorectal Cancer
2- Virtual Colonoscopy

بخش بندی کولون در تصاویر سی تی اسکن

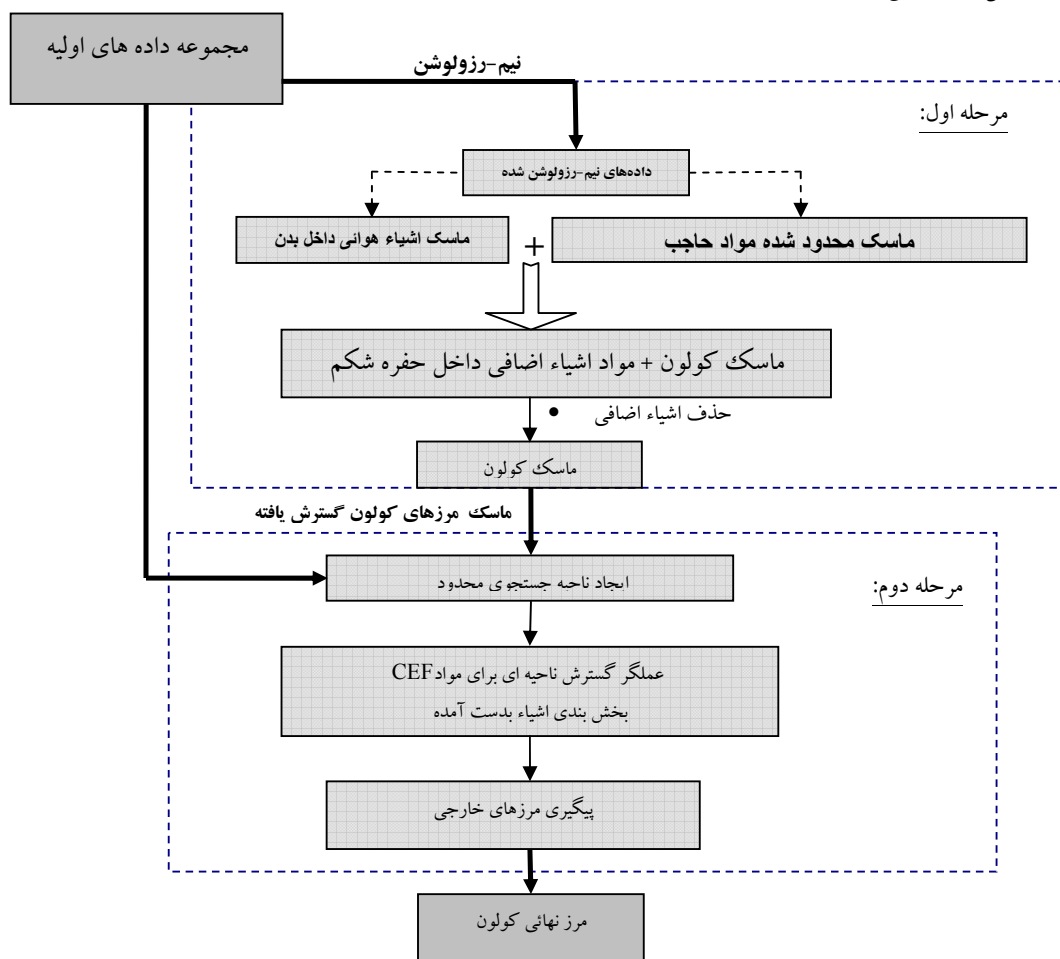
۲- مواد و روشها

۲-۱- آماده سازی روده و گرفتن تصویر

برای بالا بردن کنتراست بین دیواره های کولون و فضای داخلی آن، تخلیه روده ها از غذای بجای مانده، بوسیله شستشو از اهمیت خاصی برخوردار است. وارد کردن گاز دی اکسید کربن یا هوای اتاق برای اتساع کولون ضروری است. پر کردن روده از هوا باعث می شود تا روده به طور کامل متسع شود و بافت های آن روی هم قرار نگیرند.

یافته به عنوان محدوده مورد نظر^۱ (ROI) به مرحله دوم الگوریتم فرستاده می شود.

در مرحله دوم، از الگوریتم های دقیقتر بخش بندی برای استخراج مرزهای دقیقتر استفاده شده است، این کار با حفظ دقت و افزایش سرعت نقش به سزایی داشته است. از طرف دیگر ROI استخراج شده از مرحله اول می تواند به عنوان ورودی هر الگوریتم بخش-بندی مورد استفاده قرار گیرد، این کار با توجه به حذف اشیاء اضافی و محدود شدن ناحیه جستجو بسیار مفید است. فلوچارت کلی الگوریتم در شکل ۱ دیده می شود.



شکل ۱- الگوریتم کلی بخش بندی

با فاصله های مکانی $1/25^2$ میلیمتر در فاصله زمانی ۳۰ ثانیه فراهم می‌کند [۷ و ۹]. در این مدت زمان برای به حداقل رساندن اختلال، بیمار باید نفس خود را حبس کند، از طرف دیگر جهت کاهش حرکت دودی کولون، یک ماده آرامبخش همراه با هوا به کولون تزریق می‌شود. مجموعه داده‌های اصلی، شامل ۴۰۰ الی ۴۸۰ اسلاید می‌باشد که سایز هر اسلاید ۵۱۲×۵۱۲ است. تحقیقات مختلف نشان می‌دهد که هر چه تصاویر دارای رزولوشن مکانی بیشتری باشند، دقت آن مجموعه تصاویر در تشخیص پولیپهای افزایش می‌یابد و تصاویری که با رزولوشن مکانی، ۵ میلیمتر و کمتر تهیه می‌شوند، دقت کافی در تشخیص پولیپها ندارند [۸].

بایبشرفت سخت‌افزار دستگاههای سی‌تی‌اسکن امکان گرفتن تصاویر با رزولوشنهای مکانی کمتر فراهم شد که این عدد تا ۰/۵ میلیمتر در ماههای اخیر کاهش داشته است. این حرکت باعث افزایش دقت اطلاعات به دست آمده و کاهش بسیاری از مشکلات شد که یکی از مهمترین آنها اثر نسبی حجم^۳ (PVE) می‌باشد، در عوض این عمل، باعث افزایش حجم اطلاعات به طرز چشمگیری شده است. لذا ضرورت استفاده از روشهای سریع، بهینه و پایدار بسیار مهم می‌نماید. در این مقاله سعی شده است با استفاده از الگوریتم چند مرحله‌ای در عین حفظ دقت، پایداری الگوریتم بخش‌بندی توسعه یابد.

مجموعه داده‌های استفاده شده در این پژوهش توسط بخش کولونوسکپی مجازی مرکز پزشکی Walter Reed Army وابسته به انستیتوی ملی سلامت آمریکا تهیه شده است این داده‌ها شامل تصاویر ۴۲ فرد مشکوک است که در وضعیت دمر و طاق باز برای هر شخص گرفته شده است. جهت تأیید نتایج در همان روز شخص تحت عمل کولونوسکپی مرسوم قرار گرفت و نتایج کولونوسکپی مجازی مورد بررسی و تأیید قرار

بهرحال مواد غذایی باقی مانده در روده دارای ضریب جذبی در حدود آب یا همان بافت نرم هستند که ممکن است شبیه پولیپ ها دیده شوند، این مسأله بخشبندی کولون و تشخیص آن نواحی را از پولیپ های واقعی دشوار می‌سازد. تخلیه کامل مواد غذایی بجای مانده در روده تنها با شستشوی کولون امکان پذیر می‌باشد، به همین دلیل در مراحل آماده سازی، بیمار می‌بایست قبل از انجام کولونوسکپی مجازی یک رژیم آبکی از ۴۸ ساعت قبل داشته باشد تا مواد غذایی بجای مانده به حداقل برسد، جهت اطمینان خاطر بیشتر برای خارج کردن مواد غذایی آبکی باقی در روده باید عملیات شستشوی روده صورت پذیرد. اما از آنجاییکه فرایند شستشو یک عمل تهاجمی و ناخوشایند برای بیمار است و از طرف دیگر قادر به پاکسازی کامل کولون نیستیم، روشهای جایگزین ابداع شده است.

بدین منظور در مراحل آماده‌سازی بیمار همراه با رژیم غذایی یک ماده کتراتست خوراکی نیز به بیمار داده می‌شود تا در صورت باقی ماندن موادی در کولون، با توجه به ضریب جذب بالای آنها، قابل تفکیک از بافت نرم- کولون- باشند. این مواد بر پایه ترکیبات فسفات سدیم و باریم می‌باشد [۶]. پس از تزریق هوا به داخل کولون- جهت متسع شدن کامل آن کتراتست دیواره کولون با مواد داخلی آن که هوا یا مواد غذایی حاجب شده می‌باشد، به حداکثر می‌رسد، این عمل امکان بخش‌بندی کامل و مطمئن‌تر کولون را میسر می‌سازد.

از آنجاییکه کولون به طور طبیعی دارای حرکات دودی شکل می‌باشد ممکن است تصویر به دست آمده از کولون پیوسته نباشد که این عمل ناشی از حرکت روده در زمان تصویربرداری است. لذا نیاز است تا این تصاویر در حداقل زمان گرفته شوند؛ استفاده از دستگاههای سی‌تی‌اسکن ماریپیچی چندآشکارسازه^۱ امکان گرفتن تصاویر در فاصله دیافراگم تا مقعد را با برشهایی

2 - Z-resolution
3- Partial Volume Effect

1- Multi-detector Spiral CT Scan

آید که به ترتیب با دو ماسک باینری به نام $Mask_{Air}$ و $Mask_{PriFluid}$ متناظر هستند.

T_{Air} کمینه بین اولین و دومین قله منحنی هیستوگرام است، که این قله ها به ترتیب متناظر با هوا و چربی می باشد. ماسک متناظر T_{Air} ، $Mask_{Air}$ است که در آن همه وکسلها با مقداری کمتر از آستانه T_{Air} ، ۱ و بقیه صفر هستند. مقدار $T_{PriFluid}$ از روی سومین قله که متناظر با بافت های عضلانی است بدست می آید ماسک $Mask_{PriFluid}$ با توجه به آستانه $T_{PriFluid}$ ایجاد می شود ما این پارامتر را در حدود HU ۲۰۰-۱۵۰ بیشتر از قله سوم در نظر گرفتیم و مقدار نسبتاً کم $T_{PriFluid}$ در مقایسه با میانگین سطوح خاکستری مواد حاجب - مقدار متوسط آن بین HU ۷۰۰-۳۵۰ است- تضمین می نماید که در بخش بندی کولونی که با مواد حاجب پر شده، هیچ ناحیه ای از دست نرود ولی این امکان وجود دارد که ساختارهای مجاور کولون مثل روده کوچک نیز جزئی از کولون به حساب آید [۱۲]. اگر بیمار از رژیم غذایی تجویز شده تبعیت نکند، تمام شکم و روده کوچک او پر از مواد حاجب خواهد بود [۱۳].

استفاده از این آستانه‌ی نسبتاً پائین در $Mask_{PriFluid}$ اتصالات ناخواسته بین نواحی مختلف رخ می دهد، این مسئله را می توان در شکل ۲-d مشاهده نمود. از عملگر سایش^۶ در $Mask_{PriFluid}$ ، برای حذف اتصالات اضافی استفاده شده است که ارتباطات ناخواسته را حذف نماید. با توجه به اثر جاذبه همواره مواد حاجب در قسمت پایین حفره ها - روده کوچک و کولون - قرار می گیرند و طبیعتاً مولکولهای هوا، قسمت بالایی حفره ها را پر می کنند از این ویژگی جهت تولید دانه ها، شناسایی پارامترهای آماری و بخش بندی مواد حاجب استفاده شده است. $Mask_{Air}$ به صورت عمودی و در جهت پایین گسترش می یابد تا منجر به ایجاد نقاط مشترکی با $Mask_{PriFluid}$ جهت تولید دانه ها شود. دانه های بدست

گرفته است [۱۰، ۶]. جهت رعایت ملاحظات اخلاقی، تمامی موارد با مجوز کمیته اخلاق در پزشکی انجام شده است. رزلوشن مکانی تصاویر ۱،۲۵ میلی متر بوده است و هر مجموعه شامل ۴۰۰ تا ۴۸۰ تصویر می باشد. از سولفات باریم و به عنوان مواد کنتراست برای خوراکی استفاده شده است [۱۰، ۹].

۲-۲- مرحله اول

روش هایی که در بخش بندی مرحله اول به کار گرفته شده شامل آستانه گذاری محلی و سراسری^۱، رشد ناحیه ای^۲، آنالیز اجزاء پیوسته^۳، آشکار سازی لبه^۴ و استفاده از عملگرهای مورفولوژی ریاضی در فضای سه بعدی می باشد.

در گام نخست برای کاهش زمان پردازش، تعداد داده ها، با انجام عملیات نمونه برداری کاهشی^۵ در فضای سه بعدی در هر جهت به نصف مقادیر اولیه تقلیل یافته اند، این کار منجر به ایجاد مجموعه داده ها به یک هشتم حجم قبلی شد. آشکار سازی مرزها در داده های نمونه برداری کاهشی شده بر مبنای آنالیز ساختار سلسله مراتبی داده ها استوار می باشد [۱۱]. در مرحله اول، از هیستوگرام سراسری برای تعیین ویژگیهای کلی بافت استفاده شده است. در یک هیستوگرام نوعی، سه قله مشاهده می شود، که به ترتیب با متوسط میزان جذب هوای خارج و داخل بدن، چربیها و عضلات متناظرند [۱۲]. مراحل مختلف الگوریتم در شکل شماره ۲ مشاهده می شود. همانطور که در شکل (۲-b) نشان داده شده، از این منحنی برای تعیین آستانه های تطبیقی^۵ در بخش بندی اولیه استفاده می شود. با استفاده از این منحنی هیستوگرام، ۲ آستانه برای جداسازی اولیه هوا و مواد حاجب به نامهای T_{Air} و $T_{PriFluid}$ بدست می

- 1- Global and Local Threshold
- 2- Connected Component Analysis
- 3- Edge detection
- 4- Down Sampling
- 5- Adaptive Thresholds

6- Erosion

آمده با استفاده از عملگر سایش محدود می‌شوند تا حتی در صورت نزدیکی ستون فقرات با حفره‌های هوایی منجر به بخش‌بندی آنها نشود.

با استفاده از عملگر گسترش ناحیه‌ای و با تکیه بر دانه‌های ایجاد شده و محدوده آستانه بزرگتر از $T_{PriFluid}$ مواد حاجب، بخش‌بندی شدند. هیستوگرام محلی ناحیه گسترش یافته به منظور یافتن ویژگی‌های آماری مواد حاجب که در هیستوگرام کلی دیده نمی‌شوند به دست می‌آید. این هیستوگرام به طور نوعی شامل یک یا دو قله می‌باشد که بسته به صحت رژیم غذایی بیمار است. اگر در هیستوگرام فقط یک قله مشاهده شود این قله متناظر با مایع داخل کولون است. اگر دو قله وجود داشته باشد همانطور که در شکل ۵-۲ مشاهده می‌شود، اولین قله متعلق به مایع داخل روده کوچک و دومی متعلق به کولون می‌باشد.

منحنی هیستوگرام محلی بوسیله دو تابع گوسی مدل می‌شود و آستانه جدیدی برای جداسازی مواد حاجب با استفاده از تئوری آستانه تطبیقی^۱ استخراج می‌شود که از روی هیستوگرام محلی، بدست آمده و $T_{SceFluid}$ نام دارد. از آن برای ساختن یک ماسک جدیدی از مواد حاجب به نام $Mask_{SceFluid}$ استفاده می‌شود. این ماسک را می‌توان در شکل ۲-f مشاهده نمود.

بالا بودن مقدار این آستانه باعث می‌شود تا اجزای ناخواسته کمتری که با آستانه قبلی و عملگر سایش قابل حذف نبودند، داخل این ماسک قرار گیرند، سپس با استفاده از این آستانه دانه‌های قبلی به روز می‌شوند. در مراجع [۱۴، ۱۳ و ۱۲]، برای اضافه کردن مواد حاجب به هوا و تولید ماسک کامل کولون، یک مرز افقی، گاز / مایع، از دانه‌ها در نظر گرفته‌اند و فقط از دانه‌های افقی استفاده نموده‌اند. این فرض همواره درست نمی‌باشد چه بسا، مواد تقریباً نیمه جامدی وجود دارند که مرزهای غیر افقی می‌سازند [۱۵].

برای اینکه الگوریتم ما در چنین مواردی نیز درست عمل کند، دانه‌ها قبل از استفاده کنترل می‌شوند. شرط استفاده از دانه‌ها اتصال و گستردگی آنهاست، تنها دانه‌هایی باقی خواهند ماند که دارای تعدادی بیش از ۵ پیکسل به هم پیوسته باشند که می‌توانند به هر صورت - افقی یا مایل - قرار گیرند. این کار به شناسایی مواد حاجب که لزوماً افقی نیستند کمک می‌کند. از طرفی دیگر، تعداد دانه‌ها معرف سطح تماس ماده حاجب با هوا است، اگر تعداد دانه‌ها کم باشد نشان دهنده کوچک بودن ناحیه مواد حاجب و کم عمق بودن آن است و یا ناشی از دانه‌هایی می‌باشد که در اثر آرتیفکت تصویر بوجود آمده‌اند. در این مرحله ناحیه گسترش یافته، به ماسک $Mask_{Air}$ اضافه می‌شود تا ماسک کولون را مطابق با شکل ۲-g کامل نماید.

با فرض ایده آل بودن مجموعه داده‌ها، ماسک کامل کولون بدون انفصال بدست آمده است. از ویژگی‌های ماسک کامل می‌توان به حجم شیئی و گستردگی فضایی آن اشاره کرد. این شیئی از اسلایدهای اولیه تا اسلایدهای انتهایی ادامه دارد. حال با دو دیدگاه می‌توان ماسک کولون را از میان کلیه اشیاء استخراج کرد.

۱- فرض یکپارچگی ماسک کولون استخراج شده
 ۲- فرض عدم یکپارچگی ماسک کولون استخراج شده
 یکی از فرضیات بسیار مهم و کارآمد برای این منظور این است که تنها شیئی که از اسلایدهای اول (پرده دیافراگم) تا اسلایدهای آخر (مقعد) در تمامی تصاویر وجود دارد، روده بزرگ است.

جهت استخراج کولون، کلیه اشیاء این ماتریس برچسب گذاری^۲ می‌شوند و در نهایت تنها شیئی انتخاب خواهد شد که همانند کولون U شکل باشد. الگوریتم طراحی شده قادر به جداسازی صحیح کولون در صورت عدم انفصال آن است. در صورت انفصال کولون و عدم استخراج کامل آن، جهت اطمینان خاطر بیشتر و افزایش پایدارای الگوریتم به روش

همانطور که در شکل h-۲ مشاهده می نمائید ماسک¹ ECBM خروجی اولین مرحله از پردازش چند مرحله می باشد.

۲-۳- مرحله دوم

در مرحله دوم از پردازش، برای اینکه بتوانیم ECBM را روی مجموعه داده‌ها با ابعاد واقعی اعمال کنیم، این ماسک را نمونه برداری افزایشی^۲ می کنیم.

ورودی این مرحله که از مرحله اول و مجموعه اطلاعات اصلی بدست می آید، به شرح ذیل می باشد:

۱- اطلاعات اصلی که مستقیماً وارد می شود.

۲- ماسک گسترش یافته مرزهای کولون که به عنوان ناحیه مورد نظر از آن استفاده می شود.

۳- پارامترهای آماری اجزاء تشکیل دهنده تصویر که در بخش بندی اولیه جهت گروه بندی مواد حاجب مورد استفاده قرار می گیرد.

برای بدست آمدن دیواره داخلی کولون از الگوریتم ذیل استفاده شده است.

۱- اعمال آستانه پایین جهت حذف شیئی هوا

۲- بخش بندی مواد حاجب با استفاده از آستانه گذاری تطبیقی بر اساس ویژگیهای آماری وکسلها در همسایگی ۲۶ با شعاع همسایگی ۳ و ۵ در فضای سه بعدی

۳- اعمال اپراتور فیلتر عمودی برای بخش بندی و حذف مرزهای مشترک مواد حاجب با هوا

۴- استفاده از مرزهای مشترک به عنوان دانه جهت بخش بندی و حذف مواد حاجب

۵- اعمال الگوریتم ردیابی مرزهای داخلی^۳ به ناحیه باقیمانده جهت استخراج دیواره های داخلی کولون

۶- اعمال الگوریتم برچسب گذاری^۴ جهت کنترل خروجی (و حذف اشیاء باقی مانده احتمالی)

معکوس عمل می کنیم و سعی به حذف اشیاء شناخته شده اضافی - ریه، معده و روده کوچک- در حد امکان می نمائیم.

جهت حذف ریه ها، از موقعیت آناتومیکی ریه ها استفاده شده است. با توجه به وضعیت آناتومیکی کولون، معده و ریه، در تصویربرداری استاندارد ریه ها اولین شیئی هستند که رویت می شوند(با فرض جهت حرکت در تصاویر مقطعی از دیافراگم

به سمت رکتوم). بدین منظور در ابتدا موقعیت ریه و مقعد و یا به عبارت دیگر جهت آناتومیکی تصاویر مشخص می شود،

برای تعیین جهت از ویژگی اشیاء هوایی در چند اسلاید اول و چند اسلاید آخر استفاده شده است، در اسلایدهایی که منتهی

به ریه ها می شوند اشیائی با مساحت - حجم- زیاد دیده می شوند و در اسلایدهای پایینی یا شیئی دیده نمی شود یا

دارای حجم بسیار کمی است، حتی در بدترین شرایط که ممکن است در اسلایدهای نهایی که محفظه سیگموئید دیده شود، محدب و مقعر بودن و تعداد اشیاء راهگشا است.

جهت حذف حفره های زائد از مواد حاجب باقی مانده در آنها استفاده شده است. همانطور که ذکر شد با استخراج ویژگیهای

آماری هیستوگرام موضعی مواد حاجب، می توان به شناسائی و بخش بندی آنها پرداخت. در این مرحله این کار برای شناسائی

مواد حاجب روده کوچک انجام می شود، ایجاد دانه ها نیز همانند دانه های کولونی خواهد بود.

در این روش می توان بسیاری از حفره ها را که در فضای سه بعدی به مواد حاجب روده کوچک ختم می شوند شناسائی و

حذف کرد. به هر حال ممکن است که حفره هایی از روده کوچک باقی بماند. عدم وجود تستی جهت شناسائی آنها که

آیا متعلق به قسمتهایی از کولون هستند یا روده کوچک، ما را از حذف مطمئن آنها باز می دارد.

از آنجائیکه ممکن است خطای بخش بندی در فضای نیم رزولوشن یک و یا حداکثر دو پیکسل باشد، ایجاد ناحیه مورد

نظر که از گسترش مرزها بدست آمده به اندازه ۴ پیکسل در هر جهت کافی است و می تواند ناحیه مطمئن برای بخش بندی

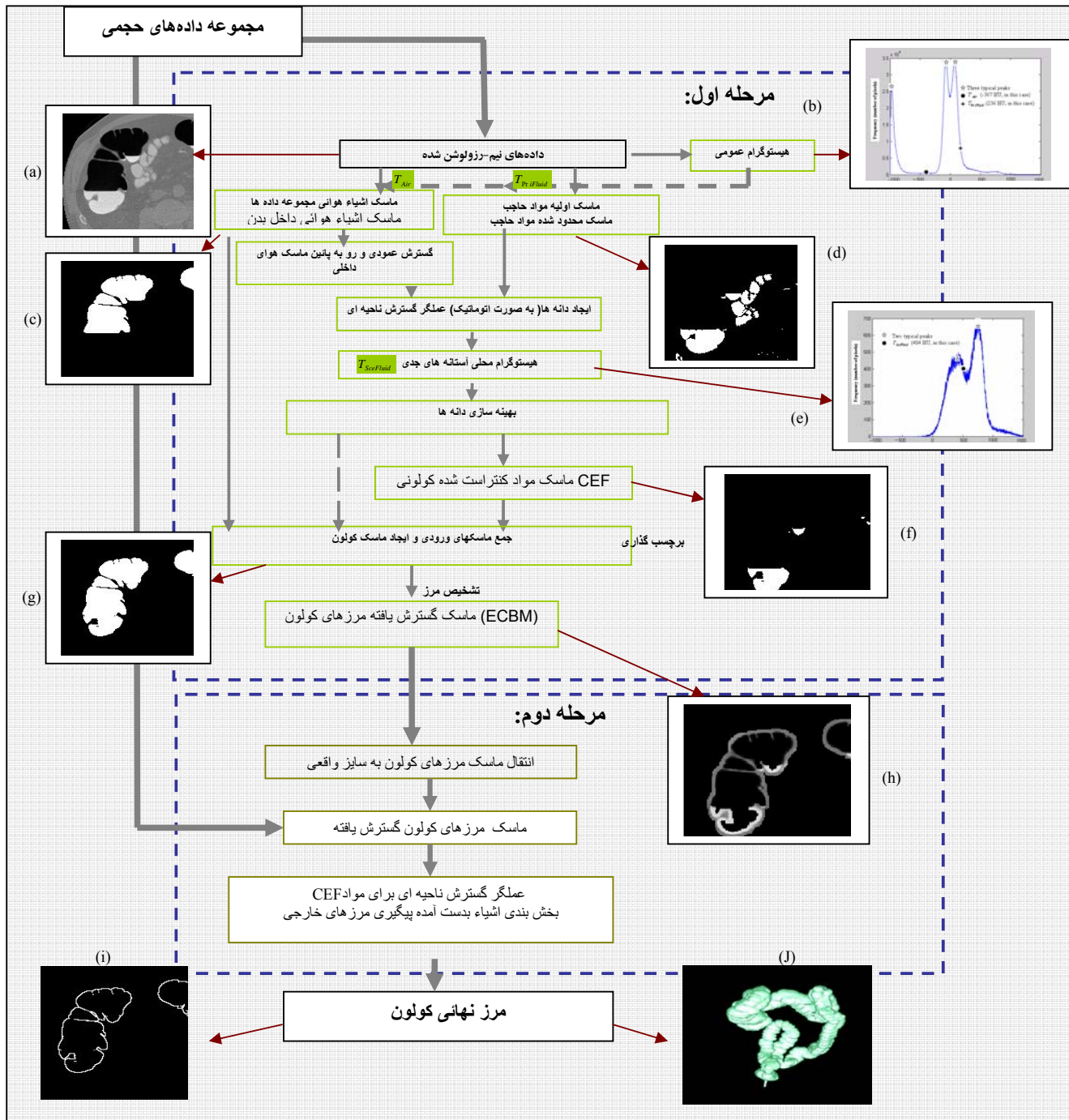
نهایی ایجاد کند. نتایج مطالعات این حاشیه را تأیید می کند.

1- Expanded Colonic Border Mask

2- Upsample

3- Inner Boundary tracking

4- Labeling



شکل ۲- الگوریتم کلی بخش‌بندی پیاده سازی شده، (a) تصویر پایه، (b) هیستوگرام کلی مجموعه داده های نیم رزولوشن شده، (c) ماسک مشخص کننده نواحی که بوسیله هوا پر شده اند، (d) ماسک مشخص کننده مواد حاجب کولونی با استفاده از آستانه $T_{Prifluic}$ ، (e) هیستوگرام محلی و آستانه استخراج شده جهت بخش‌بندی مواد حاجب کولونی، (f) ماسک مواد حاجب کولونی که گروه بندی شده اند، (g) ماسک کولون که حاصل ماسک هوا، مواد حاجب و مرزهای پیوند دهنده است. (h) مرزهای گسترش یافته که به عنوان ROI به مرحله بعد فرستاده می شوند. (i) مرز نهایی استخراج شده، (j) نمایش از کولون استخراج شده در فضای ۳ بعدی

۲-۴- ارزیابی روش

افزایش پایداری بخش بندی کولون، در پایان مرحله دوم نیز اعمال می شود، این ارزیابی در انتهای الگوریتم - انتهای مرحله دوم- انجام می شود.

۲-۴-۲- ارزیابی نتایج بخش بندی در مرحله دوم

در ارزیابی کیفی هنگامی بخش بندی کامل خواهد بود که:

- ۱- مرزها بصورت دقیق استخراج شده باشند که این مرزها، شامل مرزهای مشترک هوا با بافت نرم، مواد حاجب با بافت نرم و یا محل اجتماع این اشیاء با یکدیگر است.
- ۲- مرزهای ناشی از مواد حاجب و هوا بطور کامل حذف شوند.
- ۳- کولون بطور کامل بخش بندی شده باشد
- ۴- شیئی غیر از کولون بخش بندی نشده باشد.

۲-۵- ارزیابی کیفی^۱

دو آزمایش اول، همانند دیگر تستهای کیفی، با اضافه شدن مرزها به تصاویر واقعی و تأیید و کنترل توسط متخصص انجام می شود. در شکل ۴-۲ نمونه ای از مرزهای استخراج شده ملاحظه می شود. جهت معنا دار کردن ارزیابی کیفی، خروجی بدست آمده به ۴ دسته تقسیم می شود [۱۲]:

- میزان بخش بندی نواحی اضافی ناچیز باشد (در حدود ۳۰ سی سی)
 - میزان بخش بندی نواحی اضافی کم باشد. (در حدود ۶۰ سی سی)
 - میزان بخش بندی نواحی اضافی متوسط باشد (در حدود ۱۰۰ سی سی)
 - میزان بخش بندی نواحی اضافی زیاد باشد. (بیشتر از ۱۰۰ سی سی)
- با توجه به ارزیابی ارائه شده در [۱۲]، روش ارزیابی کیفی دیگری برای ارزیابی بخش بندی صحیح کولون طراحی شده است که در آن میزان حجم استخراج شده کولون به کل حجم آن محاسبه می شود. در این روش نیز جهت معنا دار کردن ارزیابی کیفی، خروجی بدست آمده به ۴ دسته تقسیم می شود:
- حجم ناچیزی از کولون در بخش بندی از دست رفته باشد. (در حدود ۳۰ سی سی)

کولونوسکوپی مرسوم به عنوان روش استاندارد طلایی جهت تأیید نتایج کولونوسکوپی مجازی در آشکارسازی پولیپ های کولونی که قطری بیش از ۷ میلیمتر دارند، استفاده می شود. کارایی روش بخش بندی باید در کل فرآیند آشکارسازی پولیپ ارزیابی شود. در یک ارزیابی ذهنی با چشم می توان کامل بودن یا نبودن بخش بندی کولون را تشخیص داد. جهت افزایش دقت ارزیابی، ارزیابی برای هر دو مرحله الگوریتم در نظر گرفته شده است:

۲-۴-۱- ارزیابی نتایج بخش بندی در فضای نیم رزولوشن،

مرحله اول

از نظر کیفی هنگامی الگوریتم این ناحیه بدون نقص خواهد بود که:

- ۱- همیشه ECBM شامل مرز نهایی باشد. (این ماسک به عنوان خروجی مرحله اول الگوریتم بخش بندی می باشد و در قسمت ۶-۵ ایجاد شده است)

- ۲- اشیاء اضافی از قبیل استخوان، ریه، معده، روده کوچک و مواد حاجب روده کوچک جزئی از کولون نشده باشند.

آزمون اول توسط قرار گرفتن ماسک بر روی داده ها انجام می شود. بدین منظور ماسک ایجاد شده بر روی داده ها قرار گرفته و کلیه تصاویر مجموعه داده ها، به صورت چشمی توسط متخصص رادیولوژی بررسی می شوند که آیا ناحیه مورد نظر بدست آمده شامل کلیه مرزهای واقعی می باشد یا خیر. جهت بررسی خطای ناشی از اشتباه بخش بندی مرحله اول و یا حذف اشیاء ناشی از نیم رزولوشن کردن آنها، این ماسک نمونه برداری افزایشی شده و در فضای داده های واقعی مورد تجزیه و تحلیل قرار می گیرد.

آزمون دوم، جهت ارزیابی میزان استخراج کولون و میزان حذف بقیه اشیاء اضافی است. این کار با استفاده از استخراج میزان حجم های اشیاء اضافی که به اشتباه در بخش بندی جزئی از کولون شمرده شده اند و قسمتهایی از کولون که به هر دلیل حذف شده اند انجام می شود. از آنجائی که الگوریتم

حجم زیادی از کولون در بخشبندی از دست رفته باشد (بیشتر از ۱۰۰ سی سی)
این ارزیابی روی کل تصاویر کولونوگرافی موجود در بانک اطلاعاتی انجام شده است.
زمان مورد نیاز برای پردازش های مرحله اول نوعاً حدود ۳ دقیقه و برای مرحله دوم نیز ۳ دقیقه می باشد.
پارامتر های آماری استخراج شده از بافتهای تصویر به شرح جدول ۱ می باشد:

حجم کمی از کولون در بخشبندی از دست رفته باشد (در حدود ۶۰ سی سی)
حجم متوسطی از کولون در بخشبندی از دست رفته باشد (در حدود ۱۰۰ سی سی)

۳- نتایج

فرآیند بخش بندی بر روی ۸۲ مورد بالینی انجام شد. این الگوریتم توسط نرم افزار Matlab و با استفاده از پردازشگر پتئیوم ۴، ۲/۸ گیگا هرتز تحت سیستم عامل ویندوز پیاده سازی شد.

جدول ۱- پارامترهای آماری استخراج شده از بافتهای متفاوت مجموعه داده ها

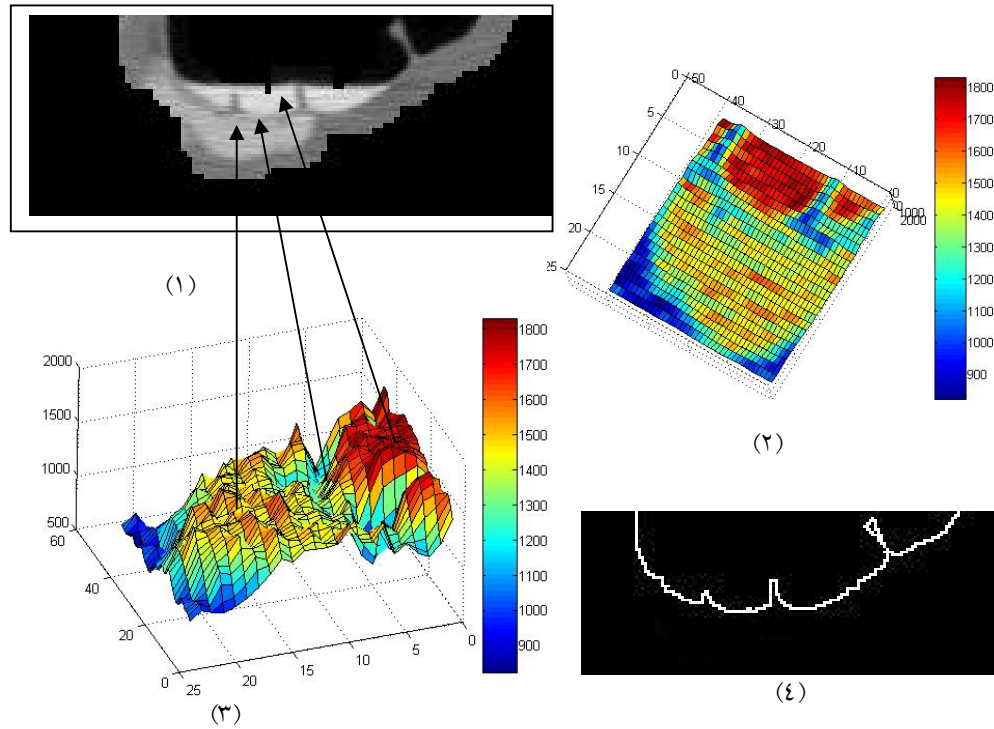
مشخصات آماری بافتهای متفاوت	متوسط (HU)	محدوده تغییرات متوسط (HU)	متوسط واریانس (HU)
هوا	-984 ± 3	-۹۶۱ تا -۹۷۴	-
بافت نرم (چربی)	-76 ± 6	-۱۲۴ تا -۶۴	-
بافت نرم (ماهیچه)	27 ± 4	۱۶ تا ۳۶	-
مواد حاجب غیر کولونی	489 ± 104	۳۱۰ تا ۶۳۰	۱۰۵
مواد حاجب کولونی	780 ± 40	۵۸۰ تا ۹۳۰	۹۴
اختلاف مواد حاجب کولونی با مواد حاجب غیر کولونی	293 ± 42	۲۶۰ تا ۴۶۰	-

مجموعه متوسط (دسته ۳) و یک مجموعه ضعیف (دسته ۴) تشخیص داده شده است. این ارزیابی همانند ارزیابی ویژگی^۱ است چون بوسیله آن نواحی که الگوریتم به اشتباه جزء کولون شمرده و یا به عبارت دیگر ثبتهای غلط را محاسبه می کند. در ارزیابی نوع دوم، میزان حفره های کوچک که قابل صرف نظر کردن بوده اند، در ارزیابی در نظر گرفته نشده اند. پس از ارزیابی، ۷۲ مجموعه عالی (دسته ۱)، چهار مجموعه خوب (دسته ۲)، چهار مجموعه متوسط (دسته ۳) و دو مجموعه ضعیف (دسته ۴) تشخیص داده شده است. این ارزیابی همانند ارزیابی ویژگی حساسیت^۲ است چون بوسیله آن نواحی که الگوریتم باید جزء کولون می شمرده ولی به اشتباه آنها را از دست داده و یا به عبارت دیگر ثبتهای درست را محاسبه می کند.

پارامترهای استخراج شده نشان می دهد، متوسط عدد سی تی اسکن مواد حاجب کولونی با مواد حاجب غیر کولونی در حدود HU ۳۰۰ تفاوت دارد، این اختلاف باعث متمایز شدن این نواحی شده و گروه بندی آنها را ساده تر می سازد. از طرف دیگر، این اختلاف معنی دار، در نظر گرفتن دو گروه متفاوت برای مواد حاجب را منطقی و به راحتی قابل پیاده سازی می سازد. استفاده از اطلاعات همسایه های ۲۶ تایی در فضای ۳ بعدی با شعاع همسایگی ۳ و ۵ که به ترتیب برابر با ۲۷ و ۱۲۵ و کسل می شود، بخش بندی مواد در نواحی مرزی متاثر از اثر نسبی حجم را ساده تر و مطمئن تر می سازد. شکل ۳، نمونه ای از هستیوگرام ۳ بعدی یک ناحیه مرزی و مرز استخراج شده را نشان می دهد.
در ارزیابی نوع اول، میزان نشتی های کوچک که قابل صرف نظر کردن بوده اند، در ارزیابی در نظر گرفته نشده اند. پس از ارزیابی، ۷۲ مجموعه عالی (دسته ۱)، هفت مجموعه خوب (دسته ۲)، دو

1- Specificity
2- Sensitivity

بخش بندی کولون در تصاویر سی تی اسکن



شکل ۳- (۱) نمونه ای از ناحیه کولون که با مواد حاجب پر شده است و (۲ و ۳) هیستوگرام های ۳ بعدی بیان کننده میزان عدد سی تی اسکن دیواره ها، مواد حاجب کولونی، مواد حاجب غیر کولونی و (۴) مرزهای نهایی استخراج شده

برای اندازه گیری کمی الگوریتم، پارامترهای فوق در هر یک از گروهها اندازه گیری شده اند. این پارامترها درصد حجم کولون استخراج شده به حجم کلی آن و درصد حجم قسمتهایی که اضافه بخش بندی شده اند به حجم کل کولون است. نتایج بدست آمده در جدول ۲ و جدول ۳ مشاهده می شود.

جدول ۲- نتایج بخش بندی کولون (استخراج کولون و حذف احتمالی قسمتهایی از آن)

ارزیابی	تعداد نمونه	حجم کولون استخراج شده به حجم واقعی (%)	ناحیه مورد نظر شامل مرزهای واقعی می شود (%)
۱	۷۲	۹۴٫۹	۹۹٫۴
۲	۴	۹۶٫۱	۹۷٫۹
۳	۴	۹۱٫۲	۹۳٫۱
۴	۲	۷۵٫۴	۹۱٫۴

ستون سمت راست جدول فوق برای ارزیابی کارکرد مرحله اول الگوریتم بوده است. همانطور که ذکر شد این تست در انتهای مرحله دوم انجام شده است.

جدول ۲- نتایج بخش بندی کولون (حذف قسمتهای اضافی از قبیل روده کوچک، معده، ریه ها و استخوانها)

ارزیابی	تعداد نمونه	میزان حجم اضافی بخش بندی شده به حجم کل کولون (%)	حذف ریه ها (%)	حذف استخوانها (%)
۱	۷۲	۳,۴	۱۰۰	۱۰۰
۲	۷	۶,۳	۱۰۰	۱۰۰
۳	۲	۴,۵	۱۰۰	۱۰۰
۴	۱	۱۵	۱۰۰	۱۰۰

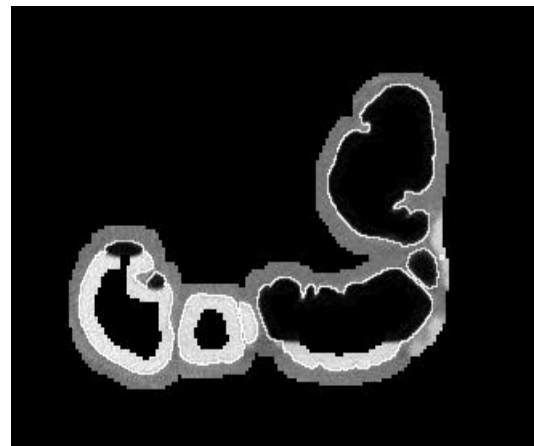
۴- بحث و نتیجه گیری

در این کار، بخش بندی چند مرحله ای پیاده سازی شد. در مرحله اول ماسک ECBM در نیم رزولوشن ایجاد شد. هدف از انجام مرحله اول بدست آوردن یک مرز نه چندان دقیق با تأکید بر حذف اجزای ناخواسته بود. بنابراین نیم رزولوشن کردن داده ها و رساندن حجم آنها به ۵۰٪ در هر جهت و ۱۲,۵٪ درکل هیچ تأثیر منفی بر دقت بخش بندی نداشته و باعث صرفه جویی در فضای استفاده شده تا ۸۵٪ می شود و زمان پردازش را به طور محسوسی کاهش می دهد. هدف اصلی از انجام مرحله دوم آشکارسازی دقیق مرزها با وجود اثر نسبی حجم می باشد.

انجام عملیات چند مرحله ای باعث می شود تا مصالحه ای بین زمان پردازش و دقت کار صورت پذیرد. این کار با اجرای یک الگوریتم نه چندان پیچیده در مرحله اول و الگوریتم پیچیده تری در ناحیه بسیار محدود در مرحله دوم انجام شده است. استفاده از مجموعه داده های نیم رزولوشن شده در الگوریتم چند مرحله ای، باعث افزایش سرعت الگوریتم با حفظ دقت و صحت آن شد. این نتیجه حاصل از ساختار آناتومیکی کولون- عدم وجود نواحی کوچک با ارزش- در مقایسه با سایز وکسلهای مجموعه داده هاست. لذا نواحی حذف شده متناسب با سایز وکسلها خواهند بود، در صورتی که سایز وکسل $0/65 \times 0/65 \times 1/25$ میلیمتر باشد حتی اگر نواحی حذف شده در حد ۲ وکسل باشند، این وکسلها اطلاعات تشخیصی مهمی به همراه ندارند.

مواد حاجب به طور موفقیت آمیزی حذف می شوند و مرزهای مشترک هوا، بافت نرم و مواد حاجب نیز با بهره گیری از فیلتر

نمونه ای از مرزهای نهایی بدست آمده در شکل ۴ و نمونه ای از مدل های سه بعدی نهایی در شکل ۵ مشاهده می شود.



شکل ۴- نمونه ای از مرزهای نهایی بدست آمده



شکل ۵- نمونه ای از مدل های سه بعدی کولون استخراج شده توسط الگوریتم پیشنهادی ارائه شده (مدل های سه بعدی توسط نرم افزار Matlab رسم شده است)

بخش بندی کولون در تصاویر سی تی اسکن

داده امکان پذیر نباشد. از آن جمله می توان به مواردی که منحنی هیستوگرام مواد حاجب بصورت استاندارد نباشد مثلاً دارای ۳ ماکزیمم با فواصل زیاد - در حدود ۲۰۰ HU باشند- اشاره کرد. از دیگر موارد خطا هنگامی است که اختلاف متوسط عدد سی تی اسکن مواد حاجب کولونی با مواد حاجب غیر کولونی کم باشد، این پدیده احتمال بخش بندی مواد حاجب غیر کولونی را به همراه بخش بندی کولون زیاد می کند. این پدیده ناشی از عدم رعایت رژیم غذایی استاندارد آماده سازی، از سوی بیمار برای تصویربرداری از کولون است.

نتایج جدولهای ۲ و ۳ نشان می دهد، میزان حساسیت و اختصاصیت الگوریتم در مواردیکه که هیستوگرام موضعی حالت استاندارد ۲- قسمتی خود را داراست و میزان آرتیفکت تصاویر کم باشد، خروجی الگوریتم قابل قبول است.

مزایای الگوریتم بخش بندی پیشنهاد شده:

- استفاده از الگوریتم چند مرحله ای برای افزایش سرعت
- انتخاب آستانه تطبیقی جهت شناسایی مواد حاجب کولونی با استفاده از هیستوگرام موضعی
- عدم لزوم شرط هموار بودن مرزها در تشخیص مواد حاجب کولونی
- حذف پیکسلهای مرزی مواد حاجب با هوا با استفاده از فیلتر عمودی وافقی
- الگوریتم تشخیص ریه ها با استفاده از موقعیت آناتومیکی و حذف آنها جهت پایداری بیشتر الگوریتم بخش بندی
- الگوریتم تشخیص حفره های هوایی روده کوچک و معده با استفاده از پارامترهای آماری مواد حاجب روده کوچک استخراج شده از هیستوگرام محلی جهت پایداری بیشتر الگوریتم بخش بندی
- حساس نبودن الگوریتم به متد تشخیص لبه ها در مرحله اول (عدم حساسیت تشخیص دقیق لبه ها در مرحله اول)

عمودی به خوبی جداسازی می شوند برخی مسائل نظیر سخت شدن اشعه و دیگر آرتیفکتها که منجر به غیرهمگنی بافت به صورت شدید می شود بخش بندی را با مشکل مواجه میسازد.

از آنجائیکه، مواد حاجب به عنوان بخشی از کولون محسوب و در بخش بندی لحاظ می شوند، روش بخش بندی قابل اجرا برای هر دو مورد: با تمیز کردن فیزیکی اضافی روده و بدون تمیز کردن فیزیکی اضافی روده قابل پیاده سازی می باشد.

اگر استاندارد آماده سازی بیمار- شامل رژیم غذایی و مواد کنتراست زا - رعایت شود مواد بجای مانده، موادی همگن خواهند بود، در این شرایط بخش بندی به راحتی صورت می-پذیرد ولی اگر شرایط آماده سازی رعایت نشود مواد بجای مانده غیر همگن خواهند بود که این امر بخش بندی را با مشکل مواجه می سازد. برای غلبه بر این مشکل توصیه می شود که از ویژگیهای بیشتری برای کلاسه بندی و بخش بندی مواد حاجب استفاده شود.

الگوریتم پیشنهاد شده قادر به جستجوی تمام فضای کولون است و حتی میتواند قسمتهایی از کولون را که با مواد کنتراست زا پر شده است و باعث بسته شدن مسیر شده است را استخراج نماید.

آماده سازی قبل از جمع آوری داده های سی تی اسکن، شامل وارد کردن گاز داخل کولون بوده که گام مؤثری جهت بخش بندی موفقیت آمیز می باشد. اگر کولون کاملاً پر از گاز نشده باشد یا اینکه دریچه ایلئوم به طور کامل عمل نکند باعث می شود که بخش بندی اجزای روی هم خوابیده کولون به درستی صورت نپذیرد.

بررسی ها نشان داد قسمت اعظم خطاها در مناطقی رخ می دهد که بافتها دارای عدد سی تی اسکن طبیعی خود نیستند؛ از این جمله می توان به وجود آرتیفکتهای تصویر و ناهمگونی مواد حاجب اشاره کرد.

از دیگر مواردی که الگوریتم در آن دچار اشتباه می شود، هنگامی است که امکان تخمین صحیح پارامترهای مواد حاجب مجموعه

آوردند و با تشکر از سرکار خانم سوده سماوات که کمک فراوانی در تهیه این مقاله نمودند.

۵- تشکر و قدردانی

با تشکر فراوان از موسسه Walter Reed Army Medical Center وابسته به موسسه ملی سلامت آمریکا که داده های این پژوهش را در اختیار ما قرار دادند، گروه مدیکال انفورماتیک مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی که امکانات این تحقیق را فراهم

منابع

1. Jemal A, Murray T, Samuels A, et. al., Cancer statistics 2003. CA Cancer J Clin. 2003;53: 5-26
2. Parker S, Tong T, Bolden S, Wingo P. Cancer statistics 1997. CA Cancer J Clin. 1997; 47: 5-27.
3. Bond JH. Clinical evidence for the Adenoma-Carcinoma Sequence, and the Management of Patients with Colorectal Adenomas, Semin Gastrointest Dis. 2000;11: 176-84.
4. Vining D. Virtual Endoscopy: is it reality, Radiology 1996;200: 30-31.
5. Dachman A, Kuniyoshi JK, Boyle CM, et. al., CT Colography with Three-dimensional Problem Solving for Detection of Colonic Polyps. AJR. 1998;171: 989-95.
6. Aldwell ED. Colon Cancer Screening with Virtual Colonoscopy: Promise, Polyps, Politics, AJR. 2001;177: 975-988.
7. Wyatt CL, Ge Y, vining DJ. Automatic Segmentation of Colon for Virtual Colonoscopy, Comput Med Imaging Graph. 2000: 1-9 .
8. Masutani Y, Yoshida H, MaacEneaney P, Dachman A. Automated Segmentation of Colonic Walls for Computerized detection of Polyps in CT Colonography, J Comput Assist Tomogr. 2001; 25(4): 629-638.
9. Perry J, Choi JR, Hwang I, et. al., Computed Tomographic Virtual Colonoscopy to Screen for Colorectal Neoplasia in Asymptomatic Adults, NEJM 2003; 349 (23): 2191-2200.
10. Virtual Colonoscopy, Walter Reed Army Medical Center, National Institutes of Health National Library of Medicine, NIH; Available at: <http://nova.nlm.nih.gov/WRAMC>. Accessed at: 15th January 2006.
11. Sonka M, Hlavac V, Boyle R. Image Processing: Analysis and Machine Vision, 2nd ed. Thomson-Engineering Pub. Co, 1998; 123-134.
12. Summers MR, Franaszek M., Miller MT, et. al., Computer-Aided Detection of Polyps on Oral Contrast-Enhanced CT Colonography, AJR. 2005;184: 105-108.
13. Wyatt CL, Ge Y, Vining DJ. Automatic Segmentation of the Colon for Virtual Colonoscopy, Comp Med In Graph.2000; 24: 1-9.
14. Sato M, Lakare S, Wan M, et al., An Automatic Colon Segmentation for 3D Virtual Colonoscopy, IECE Trans Inf Syst. 2000; E84(1): 201-208.
15. Serlie I, Truyen R, Florie J, et al., Computed Cleansing for Virtual Colonoscopy Using a Three-Material Transition Model, MICCAI 2003;LNCS(2879): 175-183.
16. Qing W, Yizhou Y., Two-Level Image Segmentation Based on Region and Edge Integration, Proc. VIIth Digital Image Computing: Techniques and Applications 2003; 957-966.
17. Chen D, Liang Z, Wax MR, et. Al., A Novel Approach to extract Colon Lumen from CT Images for Virtual Colonoscopy, IEEE Trans on Medical Imaging 2000;19(12): 1220-1226.