

روش ترکیبی بخش بندی سه بعدی روده بزرگ با استفاده از مدل های شکل پذیر هندسی بهبود یافته

سیده شهربانو فلاحیه حمیدپور^۱، علیرضا احمدیان^۲، رضا آقایی زاده ظروفی^۳، محمدعلی شعبانی صمغ آبادی^۴
۱- دانش آموخته کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، هیئت علمی جهاددانشگاهی واحد صنعتی اصفهان
۲- استادیار گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
۳- دانشیار گروه برق و کامپیوتر، دانشکده مهندسی، دانشگاه تهران
۴- استادیار گروه رادیولوژی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۶/۸/۲۲ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۶/۹/۷

چکیده

مقدمه: کولونوسکوپی مجازی یکی از روش های جدید بالینی برای شناسایی عوامل اولیه بروز سرطان کولون^۱ مانند پلیپ و همچنین میزان پیشرفت آن در جهت پیشگیری یا درمان است. یکی از مهمترین مراحل کولونوسکوپی مجازی بخش بندی کولون می باشد، زیرا یک بخش بندی نادرست ممکن است منجر به یک تفسیر اشتباه گردد.

مواد و روش ها: با توجه به پیچیدگی بخش بندی کولون، یک روش ترکیبی در این مقاله ارائه می گردد. مدل های شکل پذیر هندسی بعنوان ابزاری مناسب برای بخش بندی تصاویر معرفی شده اند که بطور خاص برای بخش بندی اجسام با پیچیدگی زیاد توصیه می شوند. دو پارامتر عملکرد کلی الگوریتم را محدود می کنند؛ فاصله بین مرزهای اولیه و مرزهای واقعی جسم و ترم متوقف سازی منحنی متحرک که شکل پذیری مرزها را کنترل می کند. برای فائق آمدن بر این محدودیت ها یک بخش بندی دو مرحله ای برای استخراج مرزهای ناهموار اما دقیق اولیه بکار گرفته شده است و سپس مرزها بکمک روش مدل شکل پذیر هندسی با ترم متوقف سازی تغییر یافته، هموار شده و بهبود یافته اند.

نتایج: الگوریتم بر روی ۴۰ مجموعه داده که هر یک شامل ۴۰۰ تا ۴۸۰ تصویر می باشد، اعمال گردید. نتایج نشان دهنده بهبود مرزهای استخراج شده می باشد. ارزیابی کمی نتایج نشان دهنده یک بهبود ۶ درصدی در دقت روش بخش بندی پیشنهادی در مقایسه با روشهای متداول مبنی بر روش رشد ناحیه ای و آستانه گذاری می باشد. دقت بخش بندی این الگوریتم ۹۵ درصد می باشد.
بحث و نتیجه گیری: مرزهای استخراج شده با استفاده از مدل های شکل پذیر هندسی بهبود یافته هموار و دقیق تر می گردد. با توجه به وقت گیر بودن این الگوریتم استفاده از آن بتنهایی پیشنهاد نمی گردد. به منظور کاهش تعداد تکرار و زمان اجرا در این الگوریتم استفاده از روش دو مرحله ای جهت استخراج مرز اولیه دقیق و صحیح و بدنبال آن اعمال الگوریتم مدل شکل پذیر هندسی با تابع متوقف سازی تطبیق داده شده، پیشنهاد می گردد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۴، شماره ۱۴ و ۱۵، بهار و تابستان ۸۶: ۳۰-۱۹)

واژگان کلیدی: بخش بندی، کولونوسکوپی، مدل های شکل پذیر هندسی، تصاویر سه بعدی تصاویر سی تی اسکن

۱- مقدمه

سرطان کولون یکی از عوامل مهم مرگ و میر در بیماران سرطانی می‌باشد. بعنوان مثال در آمریکا هر ساله حدود ۶۰۰۰۰ نفر در اثر ابتلا به این بیماری جان خود را از دست می‌دهند [۱]. در کشور ما نیز پس از بیماری‌های قلب و عروق، آمار مرگ و میر ناشی از سرطان رتبه دوم را به خود اختصاص داده است. در این میان سرطان کولون یکی از شایعترین آنها می‌باشد [۲].

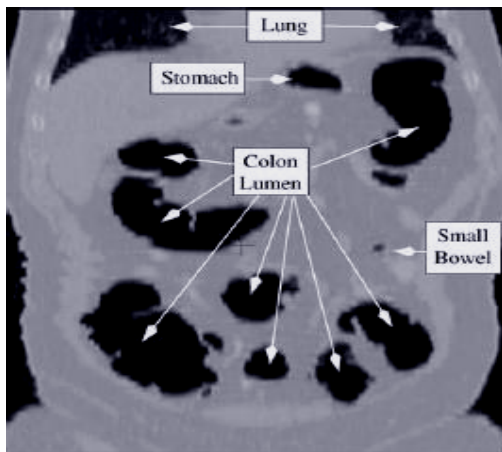
از مهمترین عوارض پر خطر برای کولون می‌توان به وجود زائده‌هایی بنام پلیپ^۱ در دیواره داخلی کولون اشاره کرد. آمارهای بدست آمده از تحقیقات اخیر نشان می‌دهد که تشخیص زود هنگام پلیپ‌های کولورکتال در مراحل ابتدایی با استفاده از روش‌های غربالگری و برداشتن آنها، بعنوان رایج ترین روش پیشگیری از سرطان کولون، مرگ و میر ناشی از آن را کاهش می‌دهد [۳].

استفاده از تصویر برداری سه بعدی برای بدست آوردن مدل مجازی کولون ابزاری مناسب و تقریباً غیر تهاجمی جهت تشخیص پلیپ‌ها و سرطان کولون می‌باشد. این روش کولونوسکوپی مجازی نامیده می‌شود. روش کلی کار بدین صورت است که ابتدا بوسیله یکی از روش‌های تصویربرداری سه بعدی (معمولاً سی تی اسکن) تصاویر مقطعی زیادی از تمامی قسمت‌های کولون تهیه می‌شود و با بخش بندی کولون در تصاویر بدست آمده، فرم لوله‌ای شکل کولون استخراج می‌گردد. سپس می‌توان بکمک نرم افزارهای راهبری مجازی، درون کولون بخش بندی شده حرکت کرده و با دیدن دیواره داخلی به وجود و یا عدم وجود پلیپ‌ها پی برد.

در سالهای اخیر تکنولوژی کولونوسکوپی مجازی پیشرفت‌های چشمگیری نموده است به طوری که می‌توان 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 [۴].

کولونوسکوپی مجازی، به میزان دقت بخش بندی کولون حساس است زیرا اساس یافتن پلیپ‌ها و نواحی سرطانی، صحت تعریف دیواره کولون می‌باشد. در نتیجه اولین گام در روش کولونوسکوپی مجازی، بخش بندی کامل و صحیح کولون می‌باشد. وجود برخی مشکلات، ناشی از خصوصیات آناتومیکی کولون، بخش بندی آن را دشوار می‌سازد نظیر:

۱- کولون تنها ساختاری نیست که با هوا پر شده است برای مثال قسمت‌هایی از روده کوچک و ریه‌ها نیز که در داده‌های کولونوسکوپی مجازی موجودند که با هوا پر شده اند (شکل ۱-راست).



(الف)

1- Polyp

بخش بندی سه بعدی روده بزرگ با مدل های هندسی بهبود یافته

است. تفاوت هایی که در این روش ها مشاهده می شود ناشی از استراتژی طبقه بندی و قوانین مبتنی بر آناتومی می باشد. در بسیاری از روش های پیشرفته بخش بندی از روش رشد ناحیه ای بعنوان مرحله اول استخراج مرزهای مورد نظر استفاده می گردد. روش رشد ناحیه ای از سطح آستانه و پیوستگی برای استخراج جسم مورد نظر کمک می گیرد. از معایب این روش می توان به موارد زیر اشاره کرد:

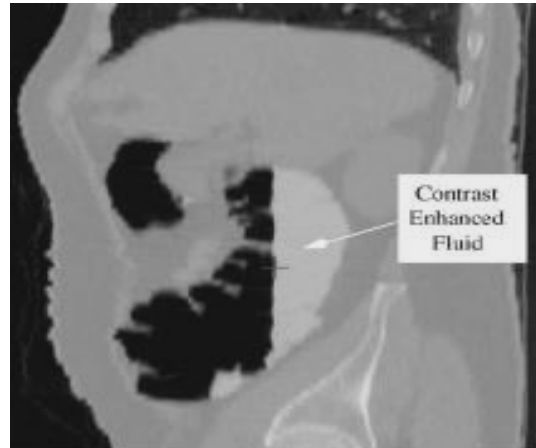
- آستانه گذاری، مستقل از خصوصیات مکانی است و به آرتیفکت ها و ناهمگنی شدت روشنایی پیکسل ها، بسیار حساس است.
- رشد ناحیه ای حساس به نویز و نیز به سطح آستانه است و این سبب می شود که در نواحی استخراج شده سوراخ ها یا نا پیوستگی هایی ایجاد گردد.

نتایج نشان می دهد بعلا کاستی روش های پیشین در بخش بندی، تحقیقات و مطالعات به سمت استفاده از روش های مبتنی بر مدل های شکل پذیر در بخش بندی کولون استفاده شده است. در [۵]، از روش مدل های شکل پذیر هندسی جهت دقیق کردن نتایج بخش بندی روده بزرگ استفاده شده است. در این مقاله سعی بر این است با بکارگیری توانایی های روش آستانه گذاری و روش رشد ناحیه ای (سرعت و سادگی این روش ها) و ترکیب آنها در یک پروسه دو مرحله ای در فضای نیم رزولوشن و رزولوشن کامل، مرز اولیه مناسب استخراج شود و به کمک روش مدل های شکل پذیر هندسی نتایج بدست آمده هموار و تصحیح گردد.

۲- مواد و روشها

۲-۱- آماده سازی روده و گرفتن تصویر

آماده سازی روده برای تهیه نتایج بهینه حیاتی می باشد. برای بالا بردن کنتراست بین دیواره های کولون و فضای داخلی آن، تخلیه



(ب)

شکل ۱- الف) ساختارهای پر شده از هوا در ناحیه شکمی [۵]، ب) مواد باقی مانده در کولون که سبب تقسیم آن به دو ناحیه شده است [۵].

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

۳- انسدادهای خیلی بزرگ و مواد غذایی بجای مانده در کولون، عملیات بخش بندی اتوماتیک را پیچیده ساخته و موجب می گردد بخش های کولون پیوسته نباشد (شکل ۱- چپ) [۴].

بنابراین، بکاربردن روشهای ترکیبی بر اساس طبقه بندی بافت ضروری بنظر می رسد. لذا روش هایی که اغلب برای بخش بندی کولون استفاده می گردد ترکیبی از روش های طبقه بندی بافت و روش رشد ناحیه ای می باشد. طبقه بندی بوسیله یک سطح آستانه در [۶] و از روش مبتنی بر آنالیز مؤلفه اصلی در [۷] استفاده شده است. آستانه گذاری^۱، عملگرهای مورفولوژیکال^۲ و آنالیز مؤلفه در [۸ و ۵] بکارگرفته شده

1- Thresholding
2- Morphological Operation

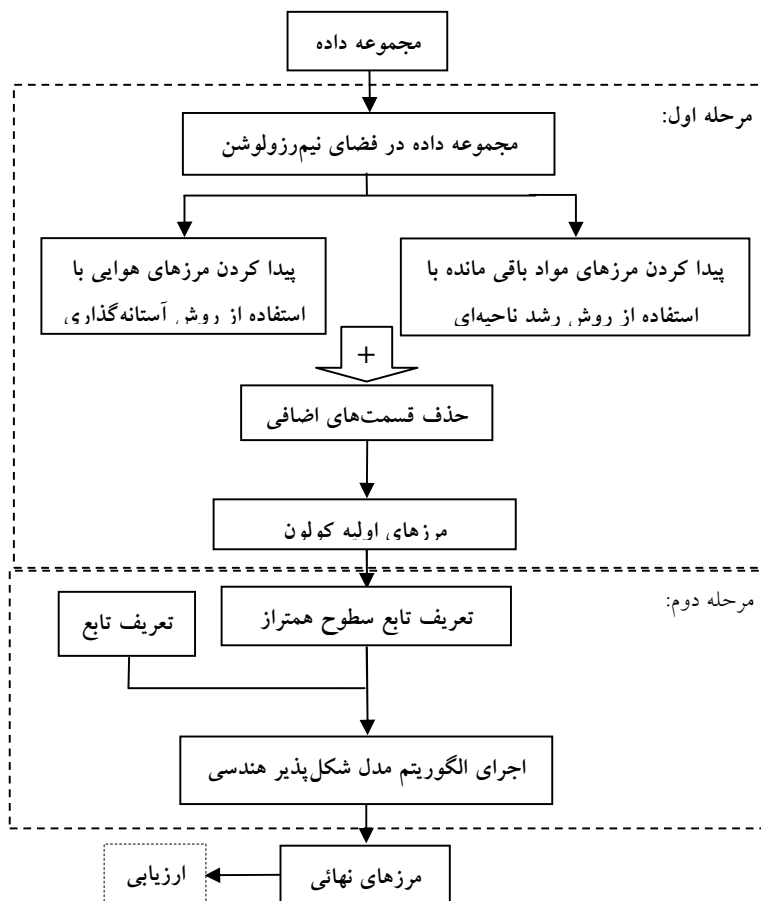
روده‌ها از غذای بجای مانده، شستشو از اهمیت خاصی برخوردار است. برای جزئیات بیشتر می‌توانید به [۱۱] رجوع کنید. از آنجاییکه کولون به طور طبیعی دارای حرکات دودی شکل می‌باشد ممکن است تصویر به دست آمده از کولون پیوسته نباشد که این عمل ناشی از حرکت روده در زمان تصویربرداری است. لذا نیاز است تا این تصاویر در حداقل زمان گرفته شوند؛ استفاده از دستگاه‌های سی تی اسکن ماریپیچی چندآشکارسازه^۱ امکان گرفتن تصاویر در فاصله دیافراگم تا مقعد را با Z-resolution ۱/۲۵ میلیمتر در فاصله زمانی ۳۰ ثانیه فراهم می‌کند [۹،۴]. 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 Z-resolution بیشتری باشند، دقت آن مجموعه تصاویر در تشخیص پولیپ‌های افزایش می‌یابد و تصاویری که با Z-resolution ۵ میلیمتر و کمتر تهیه می‌شوند، دقت کافی در تشخیص پولیپ‌ها ندارند [۵].

مجموعه داده‌های استفاده شده در این پژوهش توسط بخش کولونوسکوپی 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 کولونوسکوپی مرسوم قرار گرفت و نتایج کولونوسکوپی مجازی مورد بررسی و تأیید قرار گرفته است [۴،۱۰]. جهت رعایت ملاحظات اخلاقی، تمامی موارد با مجوز

کمیته اخلاق در پزشکی انجام شده است. Z-resolution تصاویر ۱/۲۵ میلیمتر بوده است و هر مجموعه شامل ۴۰۰ تا ۴۸۰ تصویر می‌باشد. از سولفات باریم و به عنوان کنتراست برای خوراکی استفاده شده است [۹،۱۰].

۲-۲- مراحل بخش‌بندی

در این مقاله از الگوریتم دو مرحله‌ای برای بخش‌بندی اولیه و بدست آوردن مرزهای اولیه کولون استفاده شده است [۱۱]. سپس بعلا کاستی‌های این روش از جمله ناهمواری و دقیق نبودن مرزهای اولیه از روش مدل شکل‌پذیر هندسی برای دقیق‌سازی و هموارسازی مرزها استفاده شده است. هدف از مرحله اول الگوریتم، یافتن سریع مرزهای اولیه کولون و حذف اشیاء اضافی می‌باشد تا با یک الگوریتم مکمل در مرحله دوم مرزهای بهبود یافته مشخص گردند. شکل ۲ مراحل کار را نشان می‌دهد. در گام نخست برای کاهش زمان پردازش، با انجام عملیات نمونه‌برداری کاهشی^۲، داده‌ها در هر جهت، به نصف مقادیر اولیه تقلیل یافته‌اند. در این مرحله، الگوریتم از ترکیب روش‌های آستانه‌گذاری تطبیقی، اپراتورهای مورفولوژی و عملگر گسترش ناحیه‌ای با استفاده از دانه‌هایی که به صورت اتوماتیک ایجاد می‌شوند، بهره برده است. خروجی این مرحله استخراج مرزهای کولون در فضای نیم رزولوشن می‌باشد [۱۲]. هدف مرحله دوم بهبود بخشیدن به نتایج بدست آمده از مرحله اول با توجه به وجود نواحی کاذب و ناهموار می‌باشد. در این مرحله، کانتورهای اولیه بوسیله مدل شکل‌پذیر هندسی دقیق و هموار می‌شوند. بکارگیری این مدل، ناشی از دقیق نبودن مرزهای کولون در روش‌های رشد ناحیه‌ای و آستانه‌گذاری می‌باشد و لذا از آن، بعنوان یک روش تکاملی استفاده می‌گردد.



شکل ۲- مراحل استخراج مرز کولون بطور خودکار

۲-۲-۱- مدل شکل‌پذیر هندسی

مدل‌های شکل‌پذیر هندسی، در سال ۱۹۹۵ توسط کاسلز^۱ و ملادی^۲ پیشنهاد شد [۱۳]. این مدل بر اساس تئوری تکمیل منحنی^۳ و روش سطح همتراز بنا نهاده شد. یک منحنی متحرک را در نظر بگیرید:

$$X(s, t) = [X(s, t), Y(s, t)] \quad (1)$$

t پارامتر زمان است و s هر پارامتری می‌تواند باشد. سرعت تکمیل منحنی در راستای جهت نرمال می‌تواند بوسیله معادله زیر بیان شود:

$$\frac{\partial X}{\partial t} = V(\kappa)N \quad (2)$$

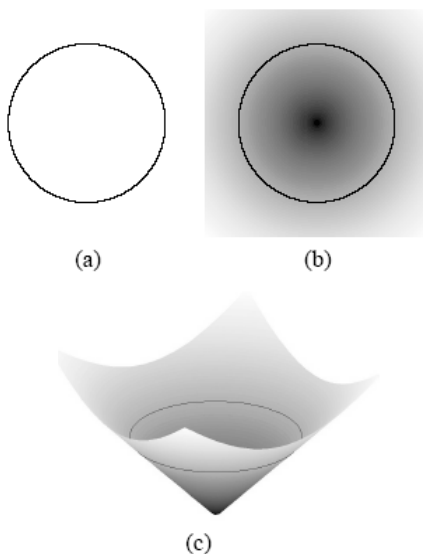
$V(k)$ تابع سرعت^۴ نامیده می‌شود و سرعت تکمیل منحنی را تعیین می‌کند. بردار نرمال داخلی با N و انحنا با κ مشخص می‌شوند.

1- Casselles
2- Malladi
3- Curve Evolution Theory

4- Speed Function

۲-۱-۱-۲-۱-روش سطح همتراز

این روش برای بکارگیری در مسیر تکمیل منحنی استفاده می‌شود. این روش پایه‌گذار یک روش عددی است که در مدل شکل پذیر هندسی استفاده می‌گردد. این روش توسط اوشر (Osher) و ستین در سال ۱۹۸۸ معرفی گردید [۱۴].



شکل ۳- نمونه ای از محاط شدن یک منحنی توسط سطح همتراز (a). یک منحنی ساده. (b) تابع سطح همتراز جاییکه منحنی توسط سطح همتراز صفر محاط شده است. (c) نقشه فاصله تابع سطح همتراز با سطح همتراز صفرخودش در ناحیه سیاه [۱۴].

در روش سطح همتراز، منحنی بعنوان یک تابع سطح از یک تابع اسکالر دو بعدی بر روی حوزه مشابه تصویر نشان داده می‌شود. شکل ۳ مثالی از محاط کردن یک منحنی بوسیله سطح همتراز صفر را نشان می‌دهد. هدف اصلی روش سطح همتراز فراهم آوردن یک نمایش صریح برای مراحل تکمیل منحنی است. روش سطح همتراز به جای دنبال کردن یک منحنی در طول زمان منحنی را با بهنگام در آوردن تابع در مختصات ثابت شده، در طول زمان کامل می‌کند.

گسترده ترین مطالعاتی که بر روی شکل پذیری منحنی صورت گرفته در زمینه مسیر تکامل منحنی و در شاخه‌های شکل پذیری انحناء^۲ و شکل پذیری ثابت^۳ می‌باشد.

شکل پذیری انحناء بوسیله رابطه معروف *geometric heat* تعریف شده است:

$$\frac{\partial X}{\partial t} = \alpha \kappa N \quad (3)$$

α یک مقدار ثابت مثبت است. تأثیر شکل پذیری انحناء، مشابه با استفاده از نیروی داخلی در روش مرزهای فعال پارامتریک است [۱۴].

شکل پذیری ثابت بوسیله رابطه زیر تعریف می‌شود:

$$\frac{\partial X}{\partial t} = V_0 N \quad (4)$$

V_0 ضربی است که سرعت و جهت تغییر شکل را معین می‌کند. شکل پذیری ثابت نقشی مشابه با نیروی فشار در روش مرزهای فعال پارامتریک ایفا می‌کند. خصوصیات شکل پذیری انحناء و شکل پذیری ثابت مکمل یکدیگرند.

ایده اصلی مدل‌های شکل پذیر هندسی این است که سرعت تغییر شکل (با استفاده از تغییر شکل منحنی و یا ثابت) را با داده تصویر منطبق کند تا در نهایت منحنی بر روی مرزها متوقف شود. این مسیر تکامل با استفاده از روش سطح همتراز^۴ کامل می‌شود. بنابراین بیشترین تحقیقات مدل‌های شکل پذیر هندسی بر روی طراحی توابع سرعت متمرکز شده است.

-
- 1- Deformation Curve
 - 2- Curvature Deformation
 - 3- Constant Deformation
 - 4- Level set

$$c = \frac{1}{1 + |\nabla(G_\sigma * I)|} \quad (10)$$

V_0 مثبت باعث جمع شدن (کوچک شدن) منحنی و V_0 منفی باعث باز شدن آن می شود. هنگامی که مرز هدف گسسته و یا دارای ابهاماتی باشد، ممکن است منحنی نهایی جای توقف در نزدیکی مرز تنها سرعتش کم شود و به آهستگی حرکت کند و بدین جهت از مرز عبور کرده و دیگر به مکان مورد نظر بر نمی گردد.

برای فائق آمدن بر این مسئله، کاسلز و کیشناسامی^۱ و همکارانش یک فرمولاسیون جدید کمینه سازی انرژی را برای طراحی تابع سرعت معرفی کردند. این راه حل جدید فرمولاسیون مدل شکل پذیر هندسی را به رابطه زیر تبدیل می کند:

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = c(\kappa + V_0) |\nabla \phi| + \nabla c \nabla \phi \quad (11)$$

ترم اضافه شده $\nabla c \nabla \phi$ می تواند کانتور را که از مرز عبور کرده به مکان صحیح هدایت کند.

در روش پیشنهادی ما از فرمولاسیون اخیر برای بهینه سازی مرزهای استخراج شده از مرحله اول استفاده کرده ایم.

برای اجرای الگوریتم مدل شکل پذیر هندسی، ابتدا می بایست ورودی را بفرم یک تابع فاصله ای علامت دار^۲ تعریف کرد. در این مرحله مقدار تابع بر روی مرز، صفر و خارج از آن مثبت و درون آن منفی است. تابع پیشنهادی، سطح همتراز بکار گرفته شده در الگوریتم مورد نظر است.

تابع سطح همتراز را با ϕ نمایش می دهیم. رابطه بین تابع سطح همتراز^۳ و سرعت بصورت رابطه (۱۱) در نظر می گیریم:

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = c(\kappa + V_0) |\nabla \phi| + \nabla c \nabla \phi$$

تابع سطح همتراز، $\phi(x, y, t)$ با مرز $X(s, t)$ را بعنوان سطح همتراز صفر آن در نظر بگیرید، خواهیم داشت:

$$\phi[X(s, t), t] = 0 \quad (5)$$

با مشتق گرفتن از رابطه نسبت به t خواهیم داشت:

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} + \nabla \phi \frac{\partial X}{\partial t} = 0 \quad (6)$$

($\nabla \phi$ گرادیان ϕ است)

فرض بر این است که علامت ϕ درون سطح همتراز صفر منفی و خارج آن مثبت باشد. از اینرو بردار نرمال واحد داخلی منحنی سطح همتراز به کمک رابطه زیر محاسبه می گردد:

$$N = -\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \quad (7)$$

در نتیجه رابطه (۳) را می توان به فرم زیر نوشت:

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = V(\kappa) |\nabla \phi| \quad (8)$$

رابطه بین معادله (۳) و (۸) اساس نمایش تکامل منحنی با استفاده از روش سطح همتراز را فراهم می کند.

۲-۱-۲-۲- توابع سرعت

رابطه مدل های شکل پذیر هندسی، معرفی شده توسط کاسلز و همکارانش به فرم زیر می باشد. [۱۴]

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = c(\kappa + V_0) |\nabla \phi| \quad (9)$$

در رابطه شماره (۹) پارامتر c ترمی است که برای متوقف کردن منحنی در رابطه بالا ضرب شده است. توسط این ترم داده تصویر با سیر تکامل هماهنگ می شود. بدین ترتیب که در نزدیکی مرزها مقدار آن کاهش می یابد و با دور شدن از مرزها مقدار آن افزایش می یابد و بدین صورت حرکت منحنی شکل پذیر را کنترل می کند.

در رابطه (۱۰) نمونه ای از آن مشاهده می شود بر حسب گرادیان تصویر هموارسازی شده محاسبه می شود.

1- Kichenassam
2- Signed Distance
3- Level Set

در رابطه (۱۱)، C مقدار تابع متوقف‌ساز می‌باشد که به آن تابع مونوتونیک هم می‌گویند. رابطه متداول برای تابع متوقف‌ساز بصورت زیر می‌باشد (رابطه (۱۰)).

$$C = \frac{1}{1 + |\nabla(G_\sigma * I)|}$$

که در آن، I تابع شدت روشنایی تصویر است، G_σ فیلتر گوسین با واریانس σ است. روند سیر تکامل منحنی، مرزهای اولیه در رابطه (۱۱)، توسط ترم C با داده تصویر هماهنگ می‌شود.

برای تنظیم حساسیت الگوریتم می‌توان از توابع متوقف‌ساز متفاوتی کمک گرفت، بطوریکه با توجه به ساختار آناتومیکی و نوع تصویربرداری، نتیجه مناسب‌تری حاصل گردد. برای مثال اگر از تابعی استفاده شود که حساسیتش نسبت به لبه بالا باشد ممکن است لبه‌هایی که ناشی از وجود نویز در تصویر هستند نیز آشکار شود. جهت کاهش این تاثیر مخرب، از فیلتر پایین‌گذر گوسین استفاده می‌شود. برای کاهش بیشتر نویز می‌بایست از فیلترهایی با انحراف معیار بزرگتر استفاده کرد که در این صورت لبه‌های تصویر نیز از بین خواهد رفت، لذا برای داشتن تصویر هموار شده مناسب، فیلتر بطور محلی به تصویر اعمال می‌شود. تابع متوقف‌ساز ارائه شده در رابطه (۱۰) یک تابع عمومی است که در کاربردهای زیادی استفاده شده است.

با توجه به شرایط آناتومیکی کولون، در این تحقیق تابع رابطه (۱۰) به صورت رابطه (۱۲) پیشنهاد شده است تا بتواند با توجه به توپولوژی پیش رو، خروجی بهتری داشته باشد.

$$C = \frac{\lambda}{1 + \varepsilon_I |\nabla(G_\sigma * I)|} \quad (12)$$

هدف از معرفی ضرائب λ و ε_I در (۱۲) تعیین مقادیر مناسب آن‌ها برای بهینه نمودن تابع سرعت در کاربرد مورد نظر می‌باشد. نقش اصلی ε_I وزن دار کردن بردار گرادیان تصویر با

توجه به نزدیکی آن به مرزهای نهایی است. در نتیجه این ضریب می‌تواند بطور تطبیقی سرعت همگرایی را کنترل کند. برای تعریف ε_I از رابطه زیر استفاده شده است:

$$\varepsilon_I = \begin{cases} T_1 < |\nabla(G_\sigma * I)| < T_2 & K_1 \\ K_2 & \text{Others} \end{cases}$$

در رابطه بالا $K_2 < K_1$ انتخاب می‌شود و T_1 و T_2 بگونه ای انتخاب می‌شوند که مرزها توسط ضریب ε_I تقویت گردد. T_1 و T_2 بر اساس مقادیر گرادیان انتخاب می‌شوند، بدین صورت که گرادیان‌های بین ۸۰ درصد و ۹۰ درصد گرادیان ماکزیمم در ضریب K_1 ضرب می‌شود و بقیه در ضریب K_2 ضرب می‌شوند. برای انتخاب K_1 و K_2 می‌بایست این نکته را در نظر گرفت که این مقادیر کمتر از یک می‌باشند و مقادیر این ضرائب بگونه‌ای انتخاب می‌شود که میزان دقت را افزایش دهند. روش محاسبه دقت، در بخش نتایج آمده است. با بالا بردن سرعت در ابتدا و کاهش آن در نزدیکی مرزهای نهایی، مرزهای بهینه استخراج می‌گردد. این ضریب همراه با ضریب λ باعث کاهش تعداد تکرار الگوریتم برای داشتن مرزهای مطلوب می‌باشد. تعداد تکرار توسط این ضرائب تا حدود ۳۰ درصد کاهش داشته است.

مجموعه داده‌های استفاده شده، ۴۰ مجموعه داده است که در این پژوهش توسط بخش کولونوسکوپی مجازی مرکز پزشکی والتر رید آرمی^۱ وابسته به انستیتوی ملی سلامت آمریکا تهیه شده است. قدرت تفکیک پذیری در محور Z تصاویر ۱.۲۵ میلیمتر بوده است و هر مجموعه شامل ۴۰۰ تا ۴۸۰ تصویر می‌باشد [۱].

1- Walter Reed Army

۳- نتایج

کولونوسکوپی بالینی به عنوان روش استاندارد طلایی جهت تائید نتایج کولونوسکوپی مجازی در آشکارسازی پلیپ های کولونی که قطری بیش از ۷ میلیمتر دارند، شناخته می شود. کارایی روش بخش بندی باید در کل فرآیند آشکارسازی پلیپ ارزیابی شود. لذا در این مرحله می توان با استفاده از روش کیفی به بررسی خروجی بدست آمده پرداخت. این کار با رسم مرزهای بدست آمده بر روی تصاویر و بررسی تک تک مقاطع مجموعه داده ها بدست می آید. متخصص، در یک ارزیابی ذهنی با چشم می تواند، کامل بودن یا نبودن بخش بندی کولون و دقیق بودن مرزها را تشخیص دهد. این بررسی ها در ۲ مجموعه تصاویر و در نتیجه در حدود ۷۰۰ تصویر انجام شده است. از آنجائی که در این تصاویر، نوع بافتها، همگنی و پارامترهای آماری کاملاً متفاوت بوده است، لذا شرایط کاملاً متفاوتی در پیش روی الگوریتم بوده است.

نمونه ای از خروجی های بدست آمده در شکل های ۴ و ۵ مشاهده می شود. منحنی سبز رنگ خروجی مرحله اول الگوریتم می باشد که از آن بعنوان ورودی مرحله دوم استفاده شده است. منحنی قرمز رنگ، خروجی نهائی الگوریتم است. همانطور که در اشکال دیده می شود، الگوریتم بکاررفته توانسته مرزهای مورد نظر را به محل دقیقتر هدایت کند. برای ۷۰۰ تصویر موجود الگوریتم بهترین جواب را به ازاء مقادیر $\lambda = 0.2$ و $K_1 = 0.008$ و $K_2 = 0.001$ در رابطه (۱۲) داشت. در ارزیابی کیفی انجام شده، خروجی ها به ۴ دسته عالی، خوب، متوسط و ضعیف تقسیم شدند [۱۵] که به ترتیب مرزهای بدست آمده ۷۱٪، ۱۶٪، ۸٪ و ۵٪ در آن دسته ها قرار گرفتند.

برای ارزیابی کمی الگوریتم، از پارامترهای حساسیت^۱، اختصاصیت^۲ و دقت^۳ استفاده شده است.

- در این کاربرد معیار حساسیت، عبارتست از قابلیت روش در بخش بندی صحیح کولون. این معیار بصورت رابطه (۱۳) تعریف می شود:

$$\text{Sensitivity} = \frac{TP}{TP + FN} \quad (13)$$

- معیار اختصاصیت، قابلیت روش در تشخیص قسمتهای غیرکولونی به صورت صحیح می باشد. این معیار از رابطه (۱۴) بدست می آید.

$$\text{Specificity} = \frac{TN}{TN + FP} \quad (14)$$

- معیار دقت مشخص کننده کیفیت روش تشخیص است و معین می کند که چه نسبتی از موارد تشخیصی، درست بوده اند. این معیار برابر است با:

$$\text{Accuracy} = \frac{TP + TN}{TP + FN + TN + FP} \quad (15)$$

پارامترهای TP، FN، TN، FP در رابط فوق به شرح ذیل می باشند: TP: نواحی که جزء کولون بوده و متناظراً در خروجی الگوریتم بدست آمده اند.

TN: نواحی که جزء کولون نبوده و در بخش بندی نیز به عنوان قسمتی از کولون، استخراج نشده است.

FP: نواحی که جزء کولون نبوده، ولی در خروجی الگوریتم بعنوان قسمتی از کولون بخش بندی شده اند.

FN: نواحی که جزء کولون بوده، ولی در خروجی الگوریتم بعنوان نواحی کولون بدست نیامده اند. نتایج بدست آمده در جدول شماره ۱ مشاهده می شود. در این مقایسه ها، خروجی ها با مرزهای مشخص شده بوسیله رادیولوژیست با تجربه مقایسه شده اند.

این الگوریتم توسط نرم افزار MATLAB و با استفاده از

پردازشگر PCP-IV/2.8 GHz تحت سیستم عامل ویندوز پیاده سازی شده است.

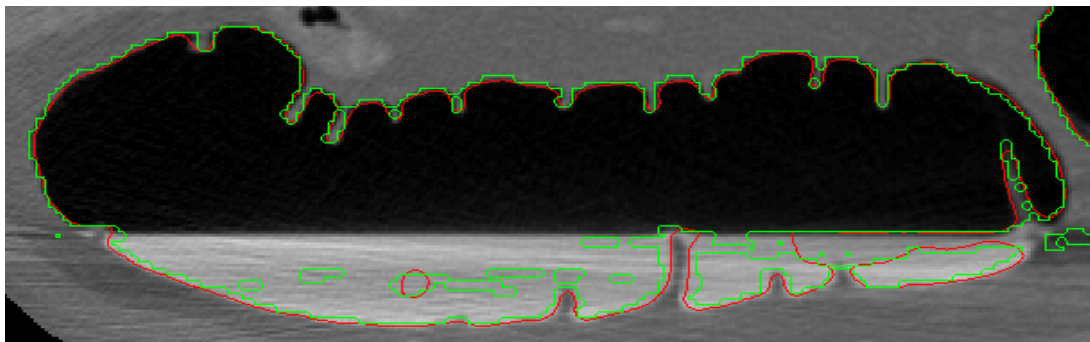
2- Specificity

3- Accuracy

1- Sensitivity

جدول ۱- ارزیابی کمی روشهای پیاده‌سازی شده

گسترش ناحیه ای	مدل شکل‌پذیر هندسی	روش اجرا/ پارامتر مقایسه
٪۹۱	٪۹۷	حساسیت
٪۸۷	٪۹۴	اختصاصیت
٪۸۹	٪۹۵	دقت

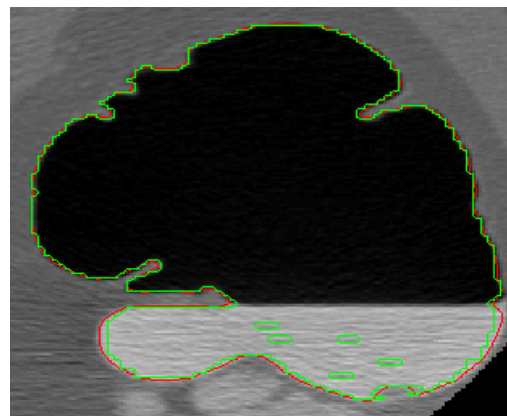


شکل ۴- نمونه ای از مرزهای بدست آمده، محنی‌های قرمز ورودی و منحنی‌های سبز خروجی الگوریتم می باشد

روش دو مرحله‌ای برای بالابردن سرعت پروسه بخش‌بندی بهره برده است.

در مرحله اول، مرزهای اولیه در یک فاصله نزدیک به مرزهای واقعی جسم، بوسیله روش‌های آستانه‌گذاری و رشد ناحیه‌ای استخراج می‌شوند. میزان نزدیکی و دقت مرزهای اولیه تعداد تکرار و در نتیجه زمان اجرای مرحله بعدی را بطور قابل ملاحظه‌ای کاهش می‌دهد.

در مرحله دوم، برای رسیدن به مرزهای نهایی، مرزهای اولیه به سمت مکان‌هایی با مقدار گرادیان حداکثر حرکت می‌کنند. مزیت اصلی این مرحله همواری مرزهای نهایی است زیرا مرزها بر اساس یک مدل سطح همتراز تعریف می‌شوند. با توجه به نتایج حاصله روش پیشنهادی دارای مزایای ذیل است:



شکل ۵- نمونه ای از مرزهای بدست آمده

۴- بحث و نتیجه‌گیری

در این مطالعه یک روش مناسب و قابل اعتماد برای بخش‌بندی کولون پیشنهاد شده است. روش پیشنهادی از خصوصیات ساختاری کولون با بکارگیری مدل شکل‌پذیر بر اساس یک

بخش بندی سه بعدی روده بزرگ با مدل های هندسی بهبود یافته

• حساسیت روش بکارگرفته شده به مرزهای اولیه مانند سایر روش های مدل های شکل پذیر قابل توجه است زیرا اگر این مرزها، در نواحی نامعمول و اشتباه واقع شوند، اصلاح نخواهد شد. به عنوان مثال اگر مرزهای اولیه در مرز بین هوا و مواد حاجب- قسمت بالای مواد حاجب- واقع شده باشند (بجای عبور از قسمت پایین مواد حاجب)، بعلت وقوع ماکزیمم گرادیان در آن ناحیه، محل کلی مرز در این ناحیه تغییر نخواهد کرد و صرفا به ماکزیمم گرادیان محلی منتقل خواهد شد. البته در الگوریتم پیشنهادی با استفاده از روش ترکیبی ارائه شده حساسیت مذکور کاهش داده شده است. این تحقیق در مراحل بعدی در راستای حل مشکلات بالا دنبال خواهد شد. در ارتباط با پیشنهادهای آینده می توان گفت، استفاده از ناحیه جستجوی محدود شده که به عنوان یکی از ورودیهای این الگوریتم است، می تواند تا حد بسیاری به کاهش محاسبات کمک کند و از تولید مرزهای ناخواسته اشتباه جلوگیری کند. همچنین می توان برای داشتن یک تابع سرعت دقیق تر که مقادیر حداقل در مرزهای مطلوب دارد، از مقیاس های تبدیل مویک استفاده کرد.

۵- تشکر و قدردانی

این مقاله نتیجه طرح تحقیقاتی مصوب مرکز تحقیقات مخابرات ایران است به شماره قرارداد ۵۰۰/۸۴۷۵/ت مورخ ۸۵/۷/۴ می باشد.

- انتقال مرزهای اولیه به محلی که دارای ماکزیمم مقدار گرادیان محلی باشد.
 - هموار سازی مرزهای بدست آمده است. از آنجائی که در روشهای اولیه، مانند آستانه گذاری و رشد ناحیه ای، یک وکسل، جزئی از داخل کولون و یا روی مرز آن تشخیص داده می شود، لذا مرزها بصورت پله ای استخراج می شوند، اما از آنجائی که این مدل می تواند به نقطه ای در مجموعه داده ها که رزولوشنی بالاتر از یک وکسل دارد، اشاره کند مرزها کاملا بصورت هموار در می آیند. دستاورد فوق الذکر برای ایجاد محیط واقعی تر در کولونوسکوپی مجازی بسیار مفید است.
 - از مزایای دیگر روش پیشنهادی کنترل میزان هموارسازی و تابع سرعت است، که با توجه به کاربرد مورد نظر و ویژگیهای آناتومیکی کولون می توان ضرائب و توابع مورد استفاده را به حالت ایده آل نزدیک تر کرد. میزان دقت و کارائی این روش با کمک ارزیابی کیفی قابل بهینه سازی است.
 - از مزایای دیگر، حذف مرزهای کاذب بطور وسیع می باشد که علت استفاده از یک روش است که بر پایه گرادیان عمل میکند مانند الگوریتم مدل های شکل پذیر هندسی. این مرزهای کاذب ناشی از تغییرات کوچک در سطح خاکستری است که در طی مرحله اول در خروجی ظاهر می گردد.
- از مشکلات الگوریتم پیشنهادی می توان به موارد ذیل اشاره نمود:

منابع

1. Jemal A, Murray T, Samuels A, et. al. Cancer statistics 2003. CA Cancer J Clin. 2003;53: 5-26.
2. Cancer Institute of I.R. of IRAN, Imam Khomeini Hospital Complex, <http://cancer-institute.ac.ir/>, (Cancer@sina.tums.ac.ir)

3. Parker S, Tong T, Bolden S, Wingo P. Cancer statistics. CA Cancer J Clin. 1997;47: 5-27
 4. Aldwell ED. Colon Cancer Screening with Virtual Colonoscopy: Promise, Polyps, Politics, AJR. 2001; 177: 975-988
 5. Masutani Y, Yoshida H, MaacEneaney P, Dachman A. Automated Segmentation of Colonic Walls for Computerized detection of Polyps in CT Colonography, J Computer Assisted Tomogr. 2001; 25(4): 629-638
 6. Wyatt CL, Ge Y, Vining DJ., Automatic segmentation of the colon for virtual colonoscopy, Comput Med Imaging Graph 2000;24:1-9.
 7. 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.
 8. Nappi J, Dachman AH, MacEneaney P, Yoshida H. Automated knowledge-guided segmentation of colonic walls for computerized detection of polyps in CT colonography, J Computer Assist Tomogr 2002;26(4) :493-504.
 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.
۱۱. حسنی بیدگلی جواد، احمدیان علیرضا، اخلاقیپور شهرام، آقازاده ظروفی رضا. بخش‌بندی بهینه و سریع کولون با استفاده از الگوریتم چند مرحله‌ای و استخراج ویژگیهای محلی در تصاویر سی‌تی‌اسکن. مجله فیزیکی پزشکی ایران. ۱۳۸۴؛ ۹(۲): ۴۲-۲۹.
12. Bidgoli J H, Ahmadian A, Akhlaghpor S, Alam N R, Mahmoodabadi S Z. An Efficient Colon Segmentation method for Oral Contrast-Enhanced CT Colonography. 27th Annual international conf. of IEEE EMBC. 2005; 1-4
 13. Caselles V, Catta F, Coll T, Dibos F. A geometric model for active contours. Numerische Mathematik. 1993; 66(1): 1-31.
 14. Xu C, Pham DL, Prince JL. Image Segmentation using Deformable Models. Handbook of Medical Imaging. SPIE Press. 2000; 2: 129-174.
 15. Summers M, Franaszek M., Miller MT, et. al. Computer-Aided Detection on of Polyps on Oral Contrast-Enhanced CT Colonography. AJR. 2005; 184: 105-108