

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

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)

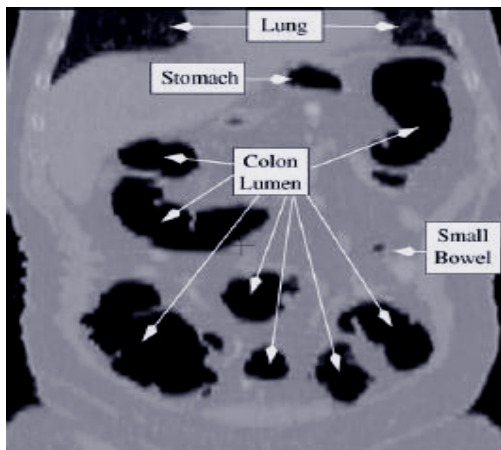
واژگان کلیدی: بخش بندی، کولونوسکوپی، مدل های شکل پذیر هندسی، تصاویر سه بعدی تصاویر سی تی اسکن

۱- مقدمه

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 بی‌نشانه 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، بخش‌بندی 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)

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 بخش‌بندی کولون در تصاویر بدست آمده، فرم لوله‌ای شکل کولون استخراج می‌گردد. سپس می‌توان بکمک نرم‌افزارهای راهبری مجازی، درون کولون بخش بندی شده حرکت کرده و با دیدن دیواره داخلی به وجود و یا عدم وجود پلیپ‌ها پی برد.

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.

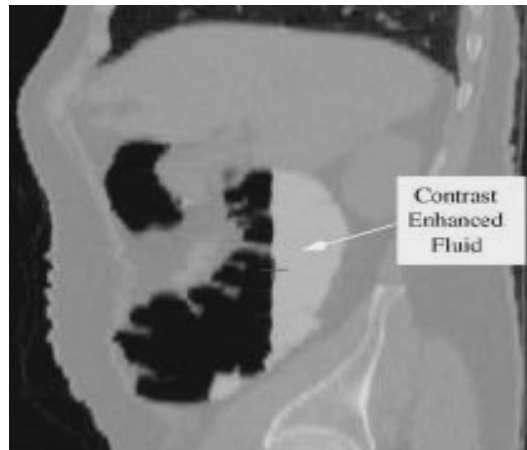
نتایج نشان می دهد بعلاوه کاستی روش های پیشین در بخش بندی، تحقیقات و مطالعات به سمت استفاده از روش های مبتنی بر مدل های شکل پذیر در بخش بندی کولون استفاده شده است. در [۵]، از روش مدل های شکل پذیر هندسی جهت دقیق کردن نتایج بخش بندی روده بزرگ استفاده شده است.

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] بکار گرفته شده

1- Thresholding
2- Morphological Operation

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

۲-۲- مراحل بخش بندی

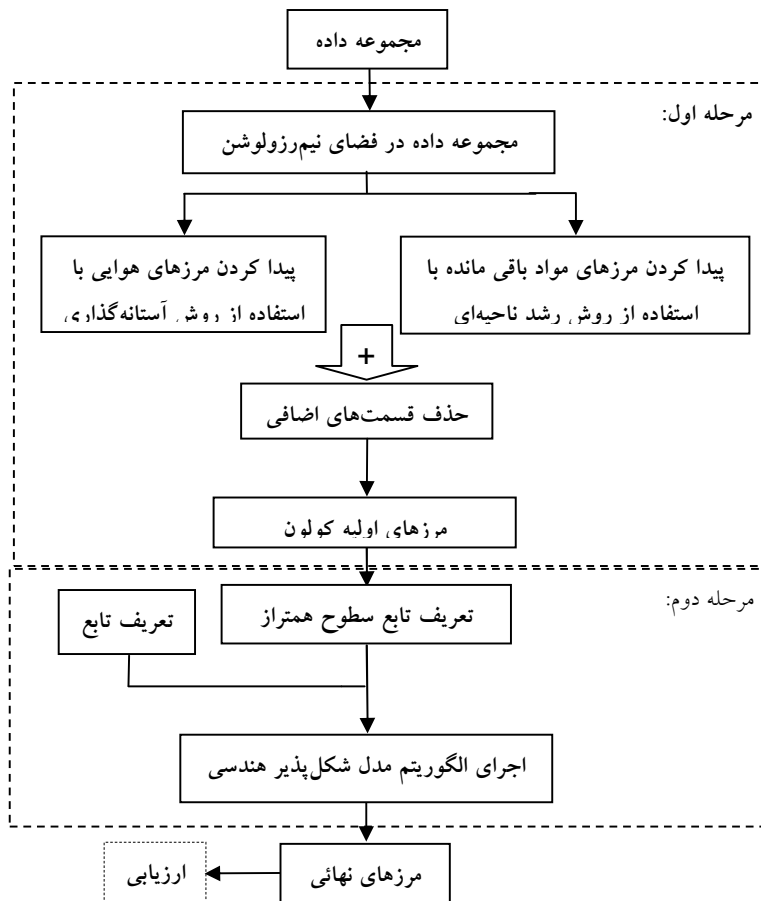
در این مقاله از الگوریتم دو مرحله‌ای برای بخش بندی اولیه و بدست آوردن مرزهای اولیه کولون استفاده شده است [۱۱]. سپس بعلا کاستی های این روش از جمله ناهمواری و دقیق نبودن مرزهای اولیه از روش مدل شکل پذیر هندسی برای دقیق سازی و هموارسازی مرزها استفاده شده است.

هدف از مرحله اول الگوریتم، یافتن سریع مرزهای اولیه کولون و حذف اشیاء اضافی می باشد تا با یک الگوریتم مکمل در مرحله دوم مرزهای بهبود یافته مشخص گردند. شکل ۲ مراحل کار را نشان می دهد. در گام نخست برای کاهش زمان پردازش، با انجام عملیات نمونه برداری کاهشی^۲، داده ها در هر جهت، به نصف مقادیر اولیه تقلیل یافته اند. در این مرحله، الگوریتم از ترکیب روشهای آستانه گذاری تطبیقی، اپراتورهای مورفولوژی و عملگر گسترش ناحیه ای با استفاده از دانه هایی که به صورت اتوماتیک ایجاد می شوند، بهره برده است. خروجی این مرحله استخراج مرزهای کولون در فضای نیم رزولوشن می باشد [۱۲]. هدف مرحله دوم بهبود بخشیدن به نتایج بدست آمده از مرحله اول با توجه به وجود نواحی کاذب و ناهموار می باشد. در این مرحله، کانتورهای اولیه بوسیله مدل شکل پذیر هندسی دقیق و هموار می شوند. بکارگیری این مدل، ناشی از دقیق نبودن مرزهای کولون در روشهای رشد ناحیه ای و آستانه گذاری می باشد و لذا از آن، بعنوان یک روش تکاملی استفاده می گردد.

روده ها از غذای بجای مانده، شستشو از اهمیت خاصی برخوردار است. برای جزئیات بیشتر می توانید به [۱۱] رجوع کنید. از آنجاییکه کولون به طور طبیعی دارای حرکات دودی شکل می باشد 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 می کند [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 می شود. مجموعه داده های اصلی، شامل ۴۰۰ الی ۴۸۰ اسلاید می باشد که سایز هر اسلاید ۵۱۲×۵۱۲ است. تحقیقات مختلف نشان می دهد که هر چه تصاویر دارای **Z-resolution** بیشتری باشند، دقت آن مجموعه تصاویر در تشخیص پولیپهای افزایش می باید و تصاویری که با **Z-resolution** ۵ میلیمتر و کمتر تهیه می شوند، دقت کافی در تشخیص پولیپها ندارند [۵].

مجموعه داده های استفاده شده در این پژوهش توسط بخش کولونوسکوپی مجازی مرکز پزشکی **Walter Reed Army** وابسته به انستیتوی ملی سلامت آمریکا تهیه شده است این داده ها شامل تصاویر ۴۲ فرد مشکوک است که در وضعیت دمر و طاق باز برای هر شخص گرفته شده است. جهت تائید نتایج در همان روز شخص تحت عمل کولونوسکوپی مرسوم قرار گرفت و نتایج کولونوسکوپی مجازی مورد بررسی و تائید قرار گرفته است [۴،۱۰]. جهت رعایت ملاحظات اخلاقی، تمامی موارد با مجوز

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



شکل ۲- مراحل استخراج مرز کولون بطور خودکار

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

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

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

۲-۲-۱- مدل شکل پذیر هندسی

مدل های شکل پذیر 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:

- 1- Casselles
- 2- Malladi
- 3- Curve Evolution Theory

$V(k)$ تابع سرعت^۱ نامیده می‌شود و سرعت تکمیل منحنی را تعیین می‌کند. بردار نرمال داخلی با N و انحنا با K مشخص می‌شوند. گسترده ترین مطالعاتی که بر روی شکل پذیری منحنی^۲ صورت گرفته در زمینه مسیر تکامل منحنی و در شاخه‌های شکل پذیری انحنا^۳ و شکل پذیری ثابت^۴ می‌باشد.

شکل پذیری انحنا 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 انحنا، مشابه با استفاده از نیروی داخلی در روش مرزهای فعال پارامتریک است [۱۴].

شکل پذیری ثابت بوسیله رابطه زیر تعریف می‌شود:

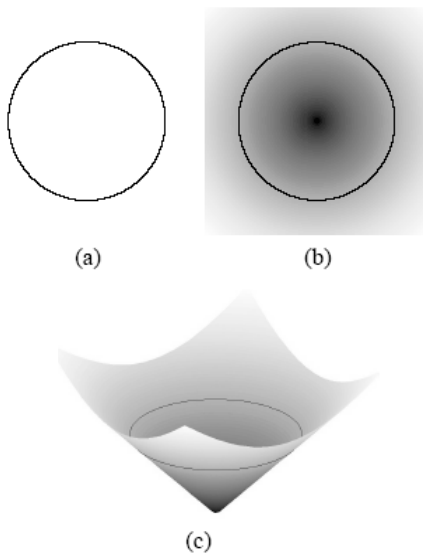
$$\frac{\partial X}{\partial t} = V_0 N \quad (4)$$

V_0 ضریبی 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 انحنا 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^۵ کامل می‌شود. بنابراین بیشترین تحقیقات مدل‌های شکل پذیر هندسی بر روی طراحی توابع سرعت متمرکز شده است.

۲-۱-۱- 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.

- 1- Speed Function
- 2- Deformation Curve
- 3- Curvature Deformation
- 4- Constant Deformation
- 5- Level set

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

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.

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

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.

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 می کند.

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:

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

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

۲-۲-۱-۲- توابع سرعت

رابطه مدل های شکل پذیر هندسی، معرفی شده توسط کسلز 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

1- Kichenassam
2- Signed Distance

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

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

تابع سطح همتراز را با ϕ نمایش می‌دهیم. رابطه بین تابع سطح همتراز^۱ و سرعت بصورت رابطه (۱۱) در نظر می‌گیریم:

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

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 پایین-گذر 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.

1- Level Set

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

ضعیف تقسیم شدند [۱۵] که به ترتیب مرزهای بدست آمده ۷۱٪، ۱۶٪، ۸٪ و ۵٪ در آن دسته‌ها قرار گرفتند.

برای ارزیابی کمی الگوریتم، از پارامترهای حساسیت^۲، اختصاصیت^۳ و دقت^۴ 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 می‌باشد. 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 مقایسه‌ها، خروجی‌ها با مرزهای مشخص شده بوسیله رادیولوژیست باتجربه مقایسه شده‌اند.

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 می باشد [۱].

۳- نتایج

کولونوسکوپی بالینی به عنوان روش استاندارد طلایی جهت تائید نتایج کولونوسکوپی مجازی در آشکارسازی پلیپ‌های کولونی که قطری بیش از ۷ میلیمتر دارند، شناخته می‌شود. 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 داده‌ها بدست می‌آید. متخصص، در یک ارزیابی ذهنی با چشم می‌تواند، 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.

نمونه‌ای از خروجی‌های بدست آمده در شکل‌های ۴ و ۵ مشاهده می‌شود. منحنی سبز رنگ خروجی مرحله اول الگوریتم می‌باشد که از آن بعنوان ورودی مرحله دوم استفاده شده است. منحنی قرمز رنگ، خروجی نهائی الگوریتم است. همانطور که در اشکال دیده می‌شود، 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، خروجی‌ها به ۴ دسته عالی، خوب، متوسط و

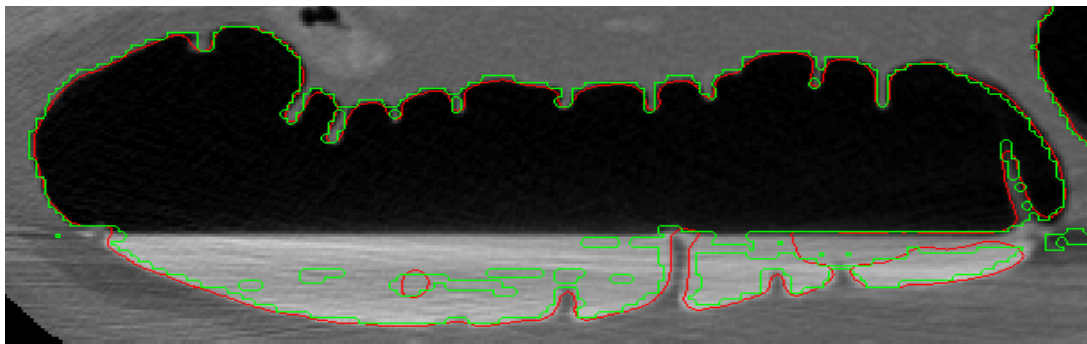
2- Sensitivity
3- Specificity
4- Accuracy

1- Walter Reed Army

این الگوریتم توسط نرم افزار MATLAB و با استفاده از پردازشگر PCP-IV/2.8 GHz تحت سیستم عامل ویندوز پیاده سازی شده است.

جدول ۱- ارزیابی کمی روشهای پیاده سازی شده

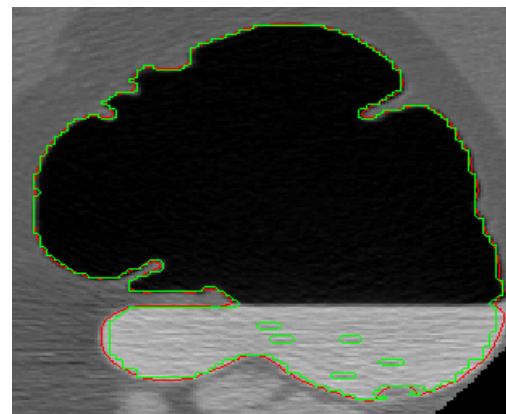
گسترش ناحیه ای	مدل شکل پذیر هندسی	روش اجرا/ پارامتر مقایسه
٪۹۱	٪۹۷	حساسیت
٪۸۷	٪۹۴	اختصاصیت
٪۸۹	٪۹۵	دقت



شکل ۴- نمونه ای از مرزهای بدست آمده، مخنی های قرمز ورودی و منحنی های سبز خروجی الگوریتم می باشد

در این مطالعه یک روش مناسب و قابل اعتماد برای بخش بندی کولون پیشنهاد شده است. روش پیشنهادی از خصوصیات ساختاری کولون با بکارگیری مدل شکل پذیر بر اساس یک روش دو مرحله ای برای بالابردن سرعت پروسه بخش بندی بهره برده است.

در مرحله اول، مرزهای اولیه در یک فاصله نزدیک به مرزهای واقعی جسم، بوسیله روش های آستانه گذاری و رشد ناحیه ای استخراج می شوند. میزان نزدیکی و دقت مرزهای اولیه تعداد تکرار و در نتیجه زمان اجرای مرحله بعدی را بطور قابل ملاحظه ای کاهش می دهد.



شکل ۵- نمونه ای از مرزهای بدست آمده

۴- بحث و نتیجه گیری

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

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:

- 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.

در مرحله دوم، برای رسیدن به مرزهای نهایی، مرزهای اولیه به سمت مکان هایی با مقدار گرادیان حداکثر حرکت می کنند. مزیت اصلی این مرحله همواری مرزهای نهایی است زیرا مرزها بر اساس یک مدل سطح همتراز تعریف می شوند.

با توجه به نتایج حاصله روش پیشنهادی دارای مزایای ذیل است:

- 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

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.
11. Bidgoli J H, Ahmadian A, Akhlaghpor S, Zoroofi A R, An Optimal and Fast Colon Segmentation using Multi-stage Algorithm and Local Feature Extraction of CT Scan Images, *Iranian Journal of Medical Physics* 1384, 9(2), 29-42.
12. Bidgoli J H, Ahmadian A, Akhlaghpor S, Alam N R, Mahmodabadi 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