Archive of SID

روش ترکیبی بخش‌بندی سه‌بعدی روده بزرگ با استفاده از مدل‌های شکل‌پذیر هندسی بهبودیافته

سیده شهربانو فلاحیه حمیدپور[1]، علیرضا احمدیان[2]، رضا آقایی‌زاده ظروفی[3]، محمدعلی شعبانی صمغ‌آبادی[4]

۱- دانش آموخته کارشناسی ارشد مهندسی‌پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم‌پزشکی 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 روش‌های جدید بالینی برای شناسایی عوامل اولیه بروز سرطان کولون[1] مانند پلیپ وهمچنین میزان پیشرفت آن در جهت پیشگیری یا درمان است. یکی از مهمترین مراحل کولونوسکوپی مجازی بخش‌بندی کولون می‌باشد، زیرا یک بخش‌بندی نادرست ممکن است منجر به یک تفسیر اشتباه گردد.

مواد و روش‌ها: . با توجه به پیچیدگی بخش‌بندی کولون، یک روش ترکیبی در این مقاله ارائه می‌گردد. مدل‌های شکل‌پذیر هندسی بعنوان ابزاری مناسب برای بخش‌بندی تصاویر معرفی شده‌اند که بطور خاص برای بخش‌بندی اجسام با پیچیدگی زیاد توصیه می‌شوند. دو پارامتر عملکرد کلی الگوریتم را محدود می‌کنند؛ فاصله بین مرزهای اولیه و مرزهای واقعی جسم و ترم متوقف‌سازی منحنی متحرک که شکل‌پذیری مرزها را کنترل می‌کند. برای فائق‌آمدن بر این محدودیت‌ها یک بخش‌بندی دو مرحله‌ای برای استخراج مرزهای ناهموار اما دقیق اولیه بکارگرفته‌شده‌است و سپس مرزها بکمک روش مدل شکل‌پذیر هندسی با ترم متوقف‌سازی تغییریافته، هموار شده و بهبود یافته‌اند.

نتایج : الگوریتم بر روی ۴۰ مجموعه‌داده که هر یک شامل ۴۰۰ تا ۴۸۰ تصویر می باشد، اعمال گردید. نتایج نشان‌دهنده بهبود مرزهای استخراج‌شده می‌باشد. ارزیابی کمی نتایج نشان‌دهنده یک بهبود ۶درصدی در دقت روش بخش‌بندی پیشنهادی در مقایسه با روشهای متداول مبنی بر روش رشد ناحیه‌ای و آستانه‌گذاری می‌باشد. دقت بخش‌بندی این الگوریتم ۹۵درصد می‌باشد.

بحث و نتیجه‌گیری: مرزهای استخراج شده با استفاده از مدل‌های شکل‌پذیر هندسی بهبود یافته هموار و دقیق‌تر می‌گردد. با توجه به وقت‌گیر بودن این الگوریتم استفاده از آن بتنهایی پیشنهاد نمی‌گردد. به منظور کاهش تعداد تکرار و زمان اجرا در این الگوریتم استفاده از روش دو مرحله‌ای جهت استخراج مرز اولیه دقیق و صحیح و بدنبال آن اعمال الگوریتم مدل شکل‌پذیر هندسی با تابع متوقف‌سازی تطبیق داده شده، پیشنهاد می‌گردد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۴، شماره ۱۴ و ۱۵، بهار و تابستان ۸۶ :۳۰-۱۹)

واژگان کلیدی: بخش‌بندی، کولونوسکوپی، مدلهای شکل‌پذیر هندسی، تصاویر سه‌بعدی تصاویر سی‌تی‌اسکن

1- Colorectal Cancer

* **نویسنده مسؤول: علیرضا احمدیان**
آدرس: گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
ahmadian@sina.tums.ac.ir
تلفن: ۸۸۹۷۳۶۵۳ (۲۱) ۹۸+

www.SID.ir

Archive of SID

۱- مقدمه

سرطان کولون یکی از عوامل مهم مرگ و میر در بیماران سرطانی می‌باشد. بعنوان مثال در آمریکا هر ساله حدود ٦٠٠٠٠ نفر در اثر ابتلا به این بیماری جان خود را از دست می دهند [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].

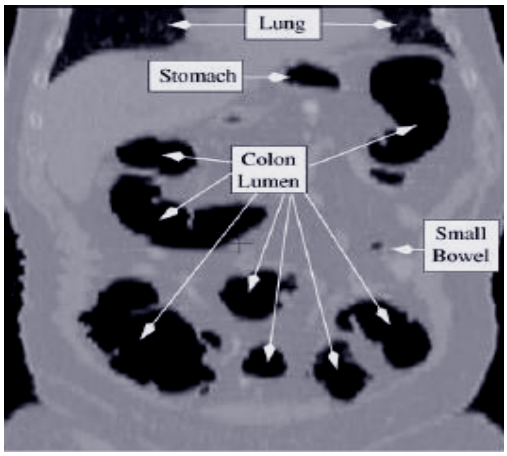
از مهمترین عوارض پر خطر برای کولون می‌توان به وجود زائده‌هایی بنام پلیپ[1] در دیواره داخلی کولون اشاره کرد. آمارهای بدست آمده از تحقیقات اخیر نشان می دهد که تشخیص زود هنگام پلیپ های کولورکتال در مراحل ابتدایی با استفاده از روش های غربالگری و برداشتن آنها، بعنوان رایج ترین روش پیشگیری از سرطان کولون، مرگ و میر ناشی از آن را کاهش می دهد [۳].

استفاده از تصویر برداری سه بعدی برای بدست آوردن مدل مجازی کولون ابزاری مناسب و تقریبا غیر تهاجمی جهت تشخیص پلیپ ها و سرطان کولون می‌باشد. این روش کولونوسکوپی مجازی نامیده می‌شود. روش کلی کار بدین صورت است که ابتدا بوسیله یکی از روش‌های تصویربرداری سه‌بعدی (معمولا سی‌تی 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.

در سالهای اخیر تکنولوژی کولونوسکوپی مجازی پیشرفت‌های چشمگیری نموده است به‌طوری 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 [٤].

کولونوسکپی 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 می باشد. وجود برخی مشکلات، ناشی از خصوصیات آناتومیکی کولون، بخش بندی آن را دشوار می سازد 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).

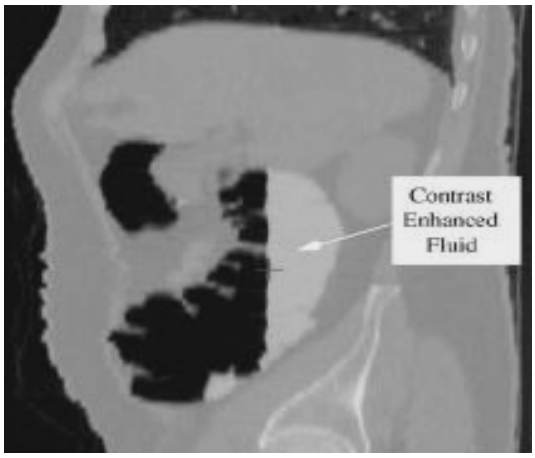


(الف)

1- Polyp

www.SID.ir

Archive of SID



(ب)

شکل۱- الف) ساختارهای پرشده 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 اشعهٔ آنها بالاست مانند استخوان ها و مواد حاجبی که درون کولون یا درون رودهٔ 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 بخش‌های کولون پیوسته نباشد (شکل ۱- چپ) [٤].

بنابراین، بکاربردن روشهای ترکیبی بر اساس طبقه‌بندی بافت ضروری بنظر می‌رسد. لذا روش‌هایی که اغلب برای بخش-بندی کولون استفاده می‌گردد ترکیبی از روش‌های طبقه‌بندی بافت و روش رشد ناحیه‌ای می‌باشد. طبقه بندی بوسیله یک سطح آستانه در [٦] و از روش مبتنی بر آنالیز مؤلفه اصلی در [۷] استفاده شده است. آستانه‌گذاری[1]، عملگرهای مورفولوژیکال[2] و آنالیز مؤلفه در [۸ و۵] بکارگرفته شده است. تفاوت‌هایی که در این روش‌ها مشاهده می‌شود ناشی از استراتژی طبقه‌بندی و قوانین مبتنی بر آناتومی می‌باشد. در بسیاری از روش‌های پیشرفته بخش‌بندی از روش رشد ناحیه‌ای بعنوان مرحله اول استخراج مرزهای مورد نظر استفاده می‌گردد. روش رشد ناحیه‌ای از سطح آستانه و پیوستگی برای استخراج جسم مورد نظر کمک می‌گیرد. از معایب این روش می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:

- آستانه گذاری، مستقل از خصوصیات مکانی است و به آرتیفکت‌ها و ناهمگنی شدت‌روشنایی پیکسل‌ها، بسیار حساس است.
- رشد ناحیه‌ای حساس به نویز و نیز به سطح آستانه است و این سبب می‌شود که در نواحی استخراج شده سوراخ‌ها یا نا پیوستگی‌هایی ایجاد گردد.

نتایج نشان می‌دهد بعلت کاستی روش‌های پیشین در بخش-بندی، تحقیقات و مطالعات به سمت استفاده از روش‌های مبتنی بر مدل‌های شکل‌پذیر در بخش بندی کولون استفاده شده است. در[۵]، از روش مدل های شکل پذیر هندسی جهت دقیق کردن نتایج بخش‌بندی روده بزرگ استفاده شده است.

در این مقاله سعی بر این است با بکارگیری توانایی‌های روش آستانه‌گذاری و روش رشدناحیه‌ای (سرعت و سادگی این روش‌ها) و ترکیب آنها در یک پروسه دو مرحله‌ای در فضای نیم رزولوشن و رزولوشن کامل، مرز اولیه مناسب استخراج شود و به کمک روش مدل‌های شکل‌پذیر هندسی نتایج بدست آمده هموار و تصحیح گردد.

۲- مواد و روشها

۲-۱- آماده سازی روده و گرفتن تصویر

آماده‌سازی روده برای تهیه نتایج بهینه حیاتی می‌باشد. برای بالا بردن کنتراست بین دیواره های کولون و فضای داخلی آن، تخلیهٔ

1- Thresholding
2- Morphological Operation

www.SID.ir

Archive of SID

روده ها 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 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 سی‌تی اسکن مارپیچی چندآشکارسازه[1] امکان گرفتن تصاویر در فاصله دیافراگم تا مقعد را با Z-resolution ۱/۲۵ میلیمتر در فاصله زمانی ۳۰ ثانیه فراهم می‌کند [۹،٤]. 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 ٤۰۰ الی ٤۸۰ 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 می یابد 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 مرکزپزشکی Walter Reed Army وابسته به انستیتوی ملی سلامت آمریکا تهیه شده است این داده‌ها شامل تصاویر ٤۲ 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 [۱۰،٤]. 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 ٤۰۰ تا ٤۸۰ تصویر می باشد. از سولفات باریم و به عنوان مواد کنتراسزای 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 بعلت کاستی های این روش از جمله ناهمواری و دقیق نبودن مرزهای اولیه از روش مدل شکل پذیر هندسی برای دقیق‌سازی و هموارسازی مرزها استفاده شده‌است.

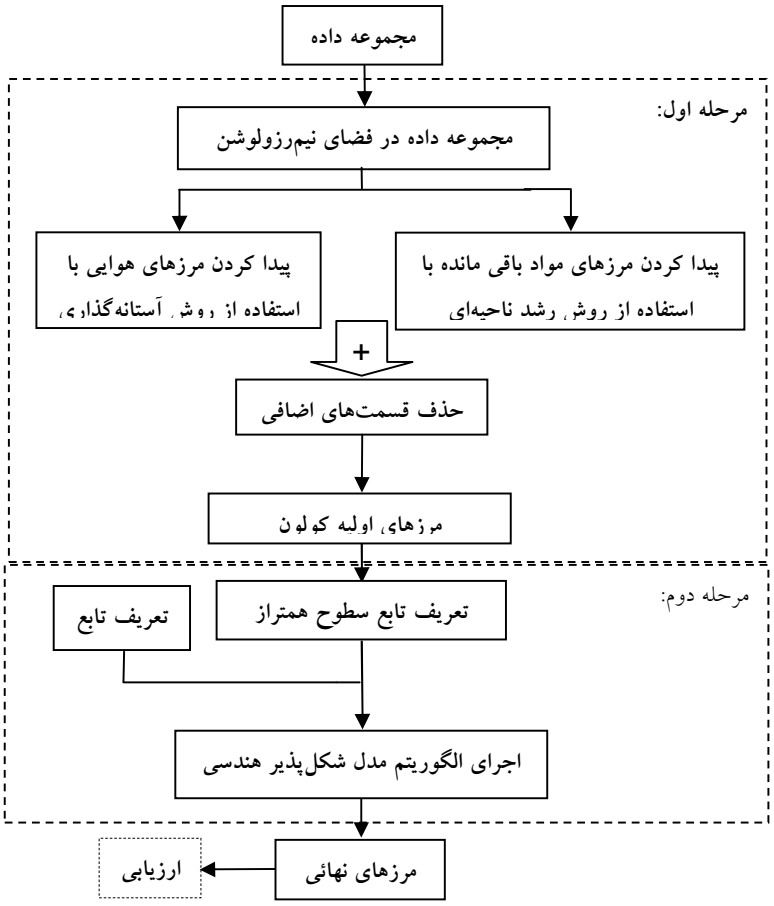
هدف از مرحله اول الگوریتم، یافتن سریع مرزهای اولیه کولون و حذف اشیاء اضافی می‌باشد تا با یک الگوریتم مکمل در مرحله دوم مرزهای بهبود یافته مشخص گردند. شکل۲ مراحل کار را نشان می‌دهد. در گام نخست برای کاهش زمان پردازش، با انجام عملیات نمونه‌برداری کاهشی[2]، داده‌ها در هر جهت، به نصف مقادیر اولیه تقلیل یافته‌اند. در این مرحله، الگوریتم از ترکیب روشهای آستانه گذاری 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.

1- Multi-detector Spiral CT Scan

2- Down Sampling

www.SID.ir

Archive of SID



شکل۲- مراحل استخراج مرز کولون بطور خودکار

۲-۲-۱-مدل شکل‌پذیر هندسی

مدل‌های شکل‌پذیر هندسی، در سال ۱۹۹۵ توسط کاسلز[1] و ملادی[2] پیشنهاد شد [۱۳]. این مدل بر اساس تئوری تکمیل منحنی[3] و روش سطح همتراز بنا نهاده شد.

یک منحنی متحرک را در نظر بگیرید :

$$X(s,t)=[X(s,t),Y(s,t)] \qquad (۱)$$

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

$$\frac{\partial X}{\partial t}=V(\kappa)N \qquad (۲)$$

1- Casselles
2- Malladi
3- Curve Evolution Theory

www.SID.ir

Archive of SID

V(k) تابع سرعت[1] نامیده می‌شود و سرعت تکمیل منحنی را تعیین می‌کند. . بردار نرمال داخلی با N و انحنا با κ مشخص می شوند.

گسترده ترین مطالعاتی که بر روی شکل‌پذیری منحنی[2] صورت گرفته در زمینه مسیر تکامل منحنی و در شاخه‌های شکل‌پذیری انحناء[3] و شکل‌پذیری ثابت[4] می باشد.

شکل‌پذیری انحناء بوسیله رابطه معروف geometric heat تعریف شده است :

$$\frac{\partial X}{\partial t} = \alpha \kappa N \qquad (۳)$$

α یک مقدار ثابت مثبت است. تأثیر شکل‌پذیری انحناء، مشابه با استفاده از نیروی داخلی در روش مرزهای فعال پارامتریک است [۱٤].

شکل‌پذیری ثابت بوسیله رابطه زیر تعریف می شود:

$$\frac{\partial X}{\partial t} = V_0 N \qquad (٤)$$

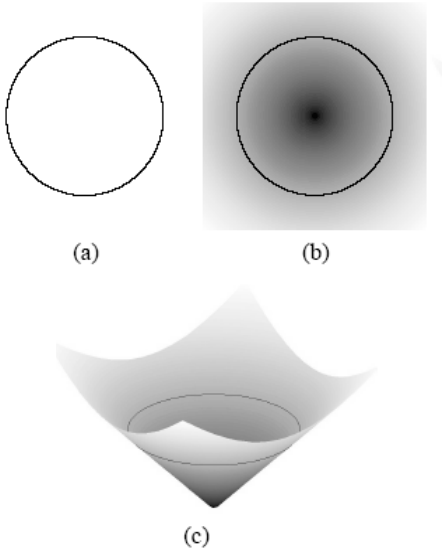
V_0 ضریبی است که سرعت و جهت تغییر شکل را معین می‌کند. شکل‌پذیری **ثابت** نقشی مشابه با نیروی فشار در روش مرزهای فعال پارامتریک ایفا می‌کند. خصوصیات شکل‌پذیری انحناء و شکل‌پذیری ثابت مکمل یکدیگرند.

ایده اصلی مدل‌های شکل‌پذیر 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[5] کامل می‌شود. بنابراین بیشترین تحقیقات مدل های شکل پذیر هندسی بر روی طراحی توابع سرعت متمرکز شده است.

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

۲-۲-۱-۱-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 [۱٤].



شکل ۳- نمونه ای از محاط شدن یک منحنی توسط سطح همتراز .(a) یک منحنی ساده. (b) تابع سطح همتراز جائیکه منحنی توسط سطح همتراز صفر محاط شده است. (c) نقشه فاصله تابع سطح همتراز با سطح همتراز صفرخودش در ناحیه سیاه [۱٤].

در روش سطح همتراز، منحنی بعنوان یک تابع سطح از یک تابع اسکالر دو بعدی بر روی حوزه مشابه تصویر نشان داده می‌شود. شکل۳ 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.

www.SID.ir

Archive of SID

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.

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

$$\phi[X(s,t),t]=0 \qquad (۵)$$

با مشتق گرفتن از رابطه نسبت به t خواهیم داشت :

$$\frac{\partial\phi}{\partial t}+\nabla\phi\frac{\partial X}{\partial t}=0 \qquad (۶)$$

($\nabla\phi$ 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 می‌گردد:

$$N=-\frac{\nabla\phi}{|\nabla\phi|} \qquad (۷)$$

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

$$\frac{\partial\phi}{\partial t}=V(\kappa)|\nabla\phi| \qquad (۸)$$

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

۲-۲-۱-۲-توابع سرعت

رابطه مدل‌های شکل پذیر هندسی، معرفی شده توسط کسلز و همکارانش به فرم زیر می‌باشد. [۱۴]

$$\frac{\partial\phi}{\partial t}=c(\kappa+V_0)|\nabla\phi| \qquad (۹)$$

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 می‌شود. بدین ترتیب که در نزدیکی مرزها مقدار آن کاهش می‌یابد و با دور شدن از مرزها مقدار آن افزایش می‌یابد و بدین صورت حرکت منحنی شکل‌پذیر را کنترل می‌کند. در رابطه (۱۰) نمونه‌ای از آن مشاهده می‌شود بر حسب گرادیان تصویر هموارسازی شده محاسبه می‌شود.

$$c=\frac{1}{1+|\nabla(G_\sigma * I)|} \qquad (۱۰)$$

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 نمی‌گردد.

برای فائق آمدن براین مسئله، کاسلز و کیشناسامی[1] 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 می‌کند:

$$\frac{\partial\phi}{\partial t}=c(\kappa+V_0)|\nabla\phi|+\nabla c\nabla\phi \qquad (۱۱)$$

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 بهینه‌سازی مرزهای استخراج شده از مرحله اول استفاده کرده‌ایم.

برای اجرای الگوریتم مدل شکل‌پذیر هندسی، ابتدا می‌بایست ورودی را بفرم یک تابع فاصله‌ای علامتدار[2] 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.

1- Kichenassam
2- Signed Distance

www.SID.ir

Archive of SID

تابع سطح همتراز را با ϕ نمایش می‌دهیم. رابطه بین تابع سطح همتراز[1] 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 مونوتنیک 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 می شود.

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

$$c = \frac{\lambda}{1 + \varepsilon_I |\nabla(G_\sigma * I)|} \qquad (۱۲)$$

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 وزن‌دار 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:

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

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 ۳۰درصد کاهش داشته است.

مجموعه داده‌های استفاده شده، ٤٠ مجموعه داده است که در این پژوهش توسط بخش کولونوسکوپی مجازی مرکزپزشکی والتر

1- Level Set

www.SID.ir

Archive of SID

رید آرمی[1] 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 ٤۰۰ تا ٤۸۰ 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 بخش‌بندی 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 تک‌تک مقاطع مجموعه داده‌ها بدست می‌آید. متخصص، در یک ارزیابی ذهنی با چشم می‌تواند، کامل‌بودن یا نبودن بخش‌بندی کولون و دقیق بودن مرزها را تشخیص دهد. این بررسی ها در ۲ مجموعه تصاویر و در نتیجه در حدود ۷۰۰ تصویر انجام‌شده است. از آنجائی که در این تصاویر، نوع بافتها، همگنی و پارامترهای آماری کاملا متفاوت بوده است، لذا شرایط کاملا متفاوتی در پیش روی الگوریتم بوده است.

نمونه‌ای از خروجی‌های بدست آمده در شکل‌های ٤ و ٥ 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 λ=۰/۲ و K_1=۰/۰۰۸ و K_2=۰/۰۰۱ در رابطه (۱۲) داشت. در ارزیابی کیفی انجام شده، خروجی‌ها به ٤ دسته عالی، خوب، متوسط و ضعیف تقسیم شدند[۱۵] که به ترتیب مرزهای بدست آمده ۷۱٪، ۱٦٪، ۸٪ و ۵٪ در آن دسته‌ها قرار گرفتند.

برای ارزیابی کمی الگوریتم، از پارامترهای حساسیت[2]، اختصاصیت[3] و دقت[4] استفاده شده است.

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

$$\text{Sensitivity} = \frac{TP}{TP + FN} \qquad (۱۳)$$

- معیار اختصاصیت، قابلیت روش در تشخیص قسمتهای غیرکولونی به صورت صحیح می‌باشد. این معیار از رابطه (۱٤) بدست می آید.

$$\text{Specificity} = \frac{\text{TN}}{TN + FP} \qquad (۱٤)$$

- 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:

$$\text{Accuracy} = \frac{TP + TN}{TP + FN + TN + FP} \qquad (۱۵)$$

پارامترهای $\text{FP}، \text{FN}، \text{TN}، \text{TP}$ 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 بخش‌بندی نیز به عنوان قسمتی از کولون، استخراج نشده است.

FP: نواحی که جزء کولون نبوده، ولی در خروجی الگوریتم بعنوان قسمتی از کولون بخشبندی شده‌اند.

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.

1- Walter Reed Army

2- Sensitivity
3- Specificity
4- Accuracy

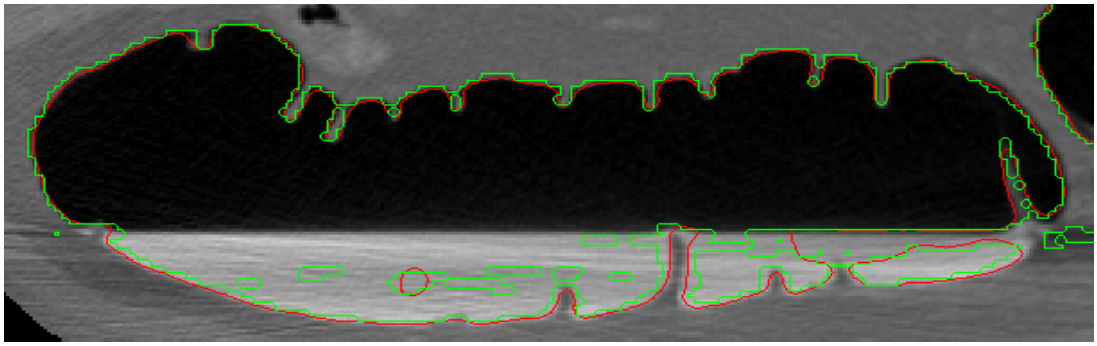
www.SID.ir

Archive of SID

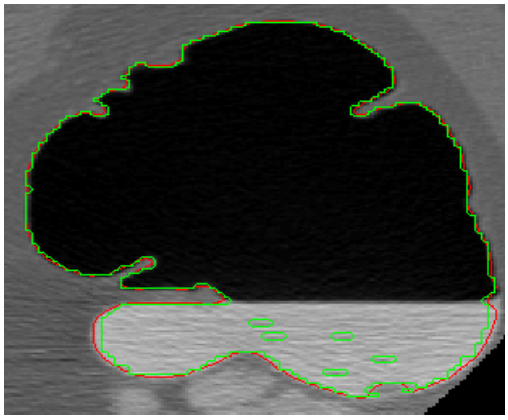
این الگوریتم توسط نرم افزار MATLAB و با استفاده از پردازشگر PCP-IV/2.8 GHz تحت سیستم عامل ویندوز پیاده سازی شده است.

جدول ۱- ارزیابی کمی روشهای پیاده‌سازی شده

روش اجرا/ پارامتر مقایسه	مدل شکل‌پذیر هندسی	گسترش ناحیه ای
حساسیت	٪۹۷	٪۹۱
اختصاصیت	٪۹٤	٪۸۷
دقت	٪۹۵	٪۸۹



شکل٤- نمونه ای از مرزهای بدست آمده، محنی‌های قرمز ورودی و منحنی‌های سبز خروجی الگوریتم می باشد



شکل٥- نمونه ای از مرزهای بدست آمده

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 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.

٤- بحث و نتیجه گیری

www.SID.ir

Archive of SID

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:

- 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 آستانه‌گذاری و رشد ناحیه‌ای، یک وکسل، جزئی از داخل کولون و یا روی مرز آن تشخیص داده می‌شود، لذا مرزها بصورت پله‌ای استخراج می‌شوند، اما از آنجائی که این مدل می‌تواند به نقطه‌ای در مجموعه داده‌ها که رزولوشنی بالاتر از یک وکسل دارد، اشاره کند مرزها کاملا بصورت هموار در می‌آیند. دستاورد فوق‌الذکر برای ایجاد محیط واقعی‌تر 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 ایده‌ال نردیک‌تر کرد. میزان دقت و کارائی این روش با کمک ارزیابی کیفی قابل بهینه‌سازی است.
- از مزایای دیگر، حذف مرزهای کاذب بطور وسیع می‌باشد که علت استفاده از یک روش است که بر پایه گرادیان عمل میکند مانند الگوریتم مدل‌های شکل‌پذیر هندسی. این مرزهای کاذب ناشی از تغییرات کوچک در سطح خاکستری است که در طی مرحله اول در خروجی ظاهر می‌گردد.

از مشکلات الگوریتم پیشنهادی می‌توان به موارد ذیل اشاره نمود:

- حساسیت روش بکارگرفته شده به مرزهای اولیه مانند سایر روش‌های مدل‌های شکل‌پذیر 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، می‌تواند تا حد بسیاری به کاهش محاسبات کمک کند و از تولید مرزهای ناخواسته اشتباه جلوگیری کند. همچنین می‌توان برای داشتن یک تابع سرعت دقیق‌تر که مقادیر حداقل در مرزهای مطلوب دارد، از مقیاس‌های تبدیل موجک استفاده کرد.

۵- تشکر و قدردانی

این مقاله نتیجه طرح تحقیقاتی مصوب مرکز تحقیقات مخابرات ایران است به شماره قرارداد ۵۰۰/۸٤۷۵/ ت مورخ ۸۵ /۷/٤ می‌باشد.

www.SID.ir

Archive of SID

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, MaacEnearney 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: 15'th 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, Catte 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

www.SID.ir