



## بخش بندی خودکار مرزهای کولون در تصاویر سی تی اسکن با استفاده از مدل های شکل پذیر هندسی

جواد حسینی بیدگلی

مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی، گروه مدیکال  
انفورماتیک

[jbidgoli@razi.tums.ac.ir](mailto:jbidgoli@razi.tums.ac.ir)

رضا آقایی زاده ظروفی

دانشگاه تهران، قطب علمی کنترل و پردازش هوشمند، دانشکده

برق و کامپیوتر

[zoroofi@ut.ac.ir](mailto:zoroofi@ut.ac.ir)

سیده شهربانو فلاحیه حمیدپور

دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه مهندسی و فیزیک پزشکی

و مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی

[hamidpour@razi.tums.ac.ir](mailto:hamidpour@razi.tums.ac.ir)

علیرضا احمدیان

دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه مهندسی و فیزیک پزشکی و

مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی

[ahmadian@sina.tums.ac.ir](mailto:ahmadian@sina.tums.ac.ir)

محمد علی شعبانی صمغ آبادی

دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه رادیولوژی

### چکیده

شده است. از مزیت های برجسته مدل های شکل پذیر، همواری و پیوستگی در مرزهای خروجی می باشد. مدل های شکل پذیر به دو دسته پارامتریک و هندسی تقسیم می شود. طبق تعریف مدل شکل پذیر هندسی علاوه بر مزایای ذکر شده قادر است هر توپولوژی دلخواه را دنبال کند. با توجه به پیچیدگی توپولوژی که در کولون دیده می شود توسعه مدل شکل پذیر هندسی برای بخش بندی خودکار پیشنهاد می گردد. الگوریتم توسعه داده شده شامل مراحل زیر می باشد (1) تعیین مرز اولیه با استفاده از الگوریتم چندمقیاسه و چندمرحله ای<sup>3</sup>

سرطان کولون<sup>1</sup> دومین علت مرگ و میر سرطانی و یکی از شایع ترین انواع سرطان در افراد سالخورده می باشد. استفاده از آنالیز تصاویر سه بعدی سی تی اسکن<sup>2</sup> یکی از تکنیک های جدید بالینی برای شناسایی عوامل اولیه بروز سرطان مانند پلیپ و همچنین میزان پیشرفت آن در جهت پیشگیری یا درمان است. یکی از مراحل آنالیز توسعه روش های بخش بندی مناسب جهت یافتن مدل مجازی کولون از تصاویر موجود می باشد.

روش مدل های شکل پذیر یکی از روش های بخش بندی تصاویر پزشکی می باشد که در سال های اخیر مورد توجه واقع

<sup>3</sup> Multi Scale and Stage

<sup>1</sup> Colorectal Cancer

<sup>2</sup> CT Scan

(2) تصحیح و هموارسازی مرزهای اولیه بکمک روش

شکل‌پذیر هندسی

تعداد داده‌های مورد استفاده شامل دو دیتا ست با 900 مقطع می‌باشد.

نتایج حاصله نشان‌دهنده بهبود مرزهای کولون با استفاده از مدل پیشنهادی نسبت به مرزهای اولیه می‌باشد.

**واژه‌های کلیدی:** تصاویر سه‌بعدی سی‌تی اسکن، بخش-

بندی تصاویر، مدل‌های شکل‌پذیر هندسی، مدل‌های شکل-

پذیر پارامتریک، الگوریتم چندمقیاسه و چندمرحله‌ای

## 1- مقدمه

سرطان کولون یکی از عوامل مهم مرگ و میر در بیماران سرطانی می‌باشد. بعنوان مثال در آمریکا هر ساله حدود 60000 نفر در اثر ابتلا به این بیماری جان خود را از دست می‌دهند [1]. 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 [3].

از مهمترین عوارض پرخطر برای کولون می‌توان به وجود زائده‌هایی بنام پلیپ<sup>4</sup> 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 رایج‌ترین روش پیشگیری از سرطان کولون، مرگ و میر ناشی از آن را کاهش می‌دهد [2].

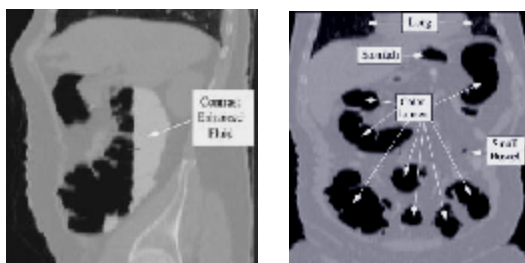
آندوسکوپی متداول کولون (کولونوسکوپی) یکی از پرکاربردترین روش‌های تشخیص است و در واقع، به عنوان استاندارد طلایی شناخته می‌شود. اما تهاجمی بودن این روش پذیرش آن را از سوی بیماران کم می‌کند و امکان استفاده از این روش را برای تست و کنترل جامعه، بسیار محدود می‌کند. یکی از تکنیک‌هایی که اخیراً برای نمایش و آنالیز ساختار داخلی کولون بکار رفته است آندوسکوپی مجازی می‌باشد. روش کلی کار بدین صورت است که ابتدا بوسیله یکی از

روش‌های تصویربرداری سه‌بعدی (معمولاً 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 بخش‌بندی شده حرکت کرده و با دیدن دیواره داخلی به وجود و یا عدم وجود پلیپ‌ها پی برد.

این روش کولونوسکوپی مجازی<sup>5</sup> نامیده می‌شود. در سالهای اخیر تکنولوژی کولونوسکوپی مجازی پیشرفت‌های چشمگیری نموده است به‌طوری 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 [6].

کولونوسکوپی مجازی، به میزان دقت بخش‌بندی 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، بخش‌بندی آن را دشوار می‌سازد نظیر:

1- ساختار 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 شده‌اند (شکل 1- راست).



شکل 1- (راست) ساختارهای پرشده از هوا در ناحیه شکمی [8]، (چپ) مواد باقی مانده در کولون که سبب تقسیم آن به دو ناحیه شده است [8].

2- وجود نواحی که میزان جذب اشعه آنها بالاست مانند استخوان‌ها و مواد حاجبی که درون کولون یا درون روده کوچک قرار دارند.

<sup>5</sup> Virtual Colonoscopy

<sup>4</sup> Polyp

3- موانعی مانند 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 1- چپ) [6].

روش هایی که اغلب برای بخش بندی روده بزرگ استفاده می-شود ترکیبی از روش های طبقه بندی بافت و روش رشد ناحیه ای<sup>6</sup> می باشد. طبقه بندی بوسیله یک سطح آستانه در [11] و از روش مبتنی بر آنالیز مؤلفه اصلی در [13] استفاده شده است. آستانه گذاری<sup>7</sup>، عملگرهای مورفولوژیکال<sup>8</sup> و آنالیز مؤلفه در [14و15] بکارگرفته شده است. تفاوت هایی که در این روش ها مشاهده می شود ناشی از استراتژی طبقه بندی و قوانین مبتنی بر آناتومی می باشد. از معایب این روش ها 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 به نویز و نیز به سطح آستانه بسیار حساس است.

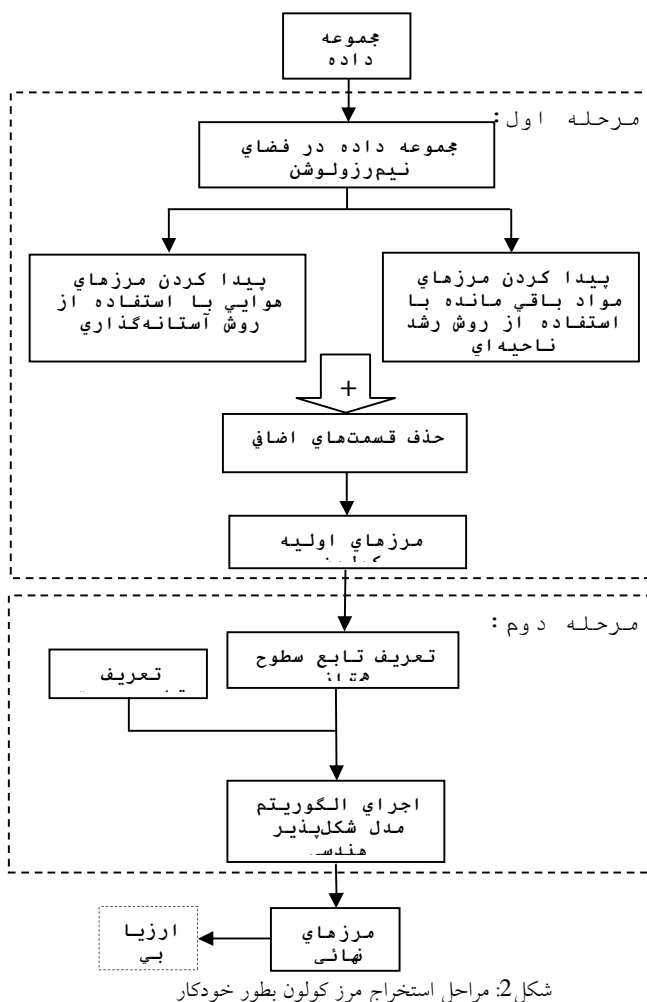
نتایج نشان می دهد بعلت ضعف این دو روش در بخش بندی، تحقیقات ومطالعات به سمت استفاده از روش های مبتنی بر بخش بندی کولون با استفاده از روش های مدل های شکل پذیر پیش می رود. در [8]، از روش مدل های شکل پذیر هندسی جهت دقیق کردن نتایج بخش بندی روده بزرگ استفاده شده است.

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، مرز اولیه مناسب استخراج شود و بکمک روش مدل های شکل پذیر هندسی نتایج بدست آمده هموار و تصحیح گردد.

در بخش دوم به معرفی روش ارائه شده که بر اساس مدل های شکل پذیر می باشد پرداخته خواهد شد. در بخش سوم، نتایج حاصله ارائه می گردد.

## 2- مواد و روش ها

در این مقاله یک الگوریتم دو مرحله ای برای بخش بندی پیشنهاد شده است. هدف از مرحله اول الگوریتم، یافتن مرزهای اولیه کولون و حذف اشیاء اضافی می باشد تا با یک الگوریتم مکمل در مرحله دوم مرزهای بهبود یافته مشخص گردند. شکل 2 مراحل کار را نشان می دهد. در گام نخست برای کاهش زمان پردازش، با انجام عملیات نمونه برداری کاهشی<sup>9</sup>، 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 [6].



شکل 2: مراحل استخراج مرز کولون بطور خودکار

<sup>9</sup>Down Sampling

<sup>6</sup> Region Growing

<sup>7</sup> Thresholding

<sup>8</sup> Morphological Operation

در مرحله دوم با داشتن مرز اولیه کولون، مرحله بهبود مرزها با استفاده از مدل شکل‌پذیر هندسی آغاز می‌گردد. 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. برای اجرای الگوریتم مدل شکل‌پذیر هندسی، ابتدا می‌بایست ورودی را بفرم یک تابع فاصله‌ای علامتدار<sup>10</sup> 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.

جزئیات مربوط به مدل شکل‌پذیر هندسی در ضمیمه یک آمده‌است.

تابع سطح همتراز را با  $f$  نمایش می‌دهیم. رابطه بین تابع سطح همتراز<sup>11</sup> و سرعت بصورت زیر تعریف می‌گردد:

$$\frac{\partial f}{\partial t} = c(k + V_0)|\nabla f| + \nabla c \nabla f \quad (1)$$

در رابطه (1)،  $c$  مقدار تابع سرعت می‌باشد که به آن تابع مونوتونیک هم می‌گویند. رابطه متداول برای تابع سرعت بصورت زیر می‌باشد.

$$c = \frac{1}{1 + |\nabla(G_s * I)|} \quad (2)$$

که در آن،  $I$  تابع شدت روشنایی تصویر است،  $G_s$  فیلتر گوسین با واریانس  $S$  است. روند سیر تکامل منحنی، مرزهای اولیه در رابطه (1)، توسط ترم  $c$  با داده تصویر هماهنگ می‌شود.

برای تنظیم حساسیت الگوریتم می‌توان از توابع سرعت 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 سرعت ارائه شده در رابطه (2) یک تابع عمومی است که در کاربردهای زیادی استفاده شده است.

با توجه به شرایط آناتومیکی کولون، در این تحقیق تابع رابطه (2) به صورت رابطه (3) پیشنهاد شده است تا بتواند با توجه به توپولوژی پیش رو، خروجی بهتری داشته باشد.

$$c = \frac{I}{1 + e^{|\nabla(G_s * I)|}} \quad (3)$$

هدف از معرفی ضرائب  $I$  و  $e$  در (3) تعیین مقادیر مناسب آن‌ها برای بهینه نمودن تابع سرعت در کاربرد مورد نظر می‌باشد.

مجموعه داده‌های استفاده شده در این پژوهش توسط بخش کولونوسکپی مجازی مرکز پزشکی والتر رید آرمی<sup>12</sup> وابسته به انستیتوی ملی سلامت آمریکا تهیه شده است. قدرت تفکیک پذیری در محور  $Z$  تصاویر 1.25 میلیمتر بوده است و هر مجموعه شامل 400 تا 480 تصویر می‌باشد.[5]

### 3- نتایج:

کولونوسکپی بالینی به عنوان روش استاندارد طلایی جهت تأیید نتایج کولونوسکپی مجازی در آشکارسازی پلیپ‌های کولونی که قطری بیش از 7 میلیمتر دارند، شناخته می‌شود. کارایی روش بخش‌بندی باید در کل فرآیند آشکارسازی پلیپ ارزیابی شود. لذا در این مرحله تنها می‌توان 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 بخش‌بندی کولون و دقیق بودن مرزها را تشخیص دهد. این بررسی‌ها در 2 مجموعه تصاویر و در نتیجه در حدود 700 تصویر انجام شده است. از آنجائی که در این تصاویر، نوع بافتها، همگنی و

<sup>12</sup> Walter Reed Army

<sup>10</sup> Signed Distance

<sup>11</sup> Level Set

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

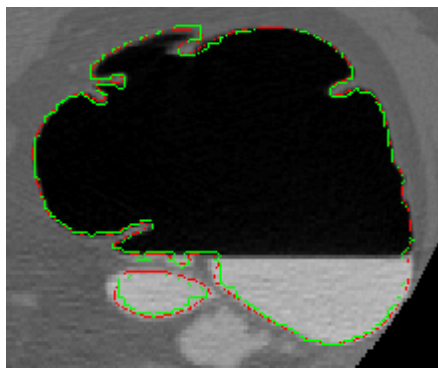
FP: نواحی که جزء کولون نبوده، ولی در خروجی الگوریتم بعنوان قسمتی از کولون بخش‌بندی شده‌اند.

FN: نواحی که جزء کولون بوده، ولی در خروجی الگوریتم بعنوان نواحی کولون بدست نیامده‌اند. نتایج بدست آمده در جدول شماره 1 مشاهده می‌شود. در این مقایسه‌ها، خروجی‌ها با مرزهای مشخص شده بوسیله رادیولوژیست باتجربه مقایسه شده‌اند.

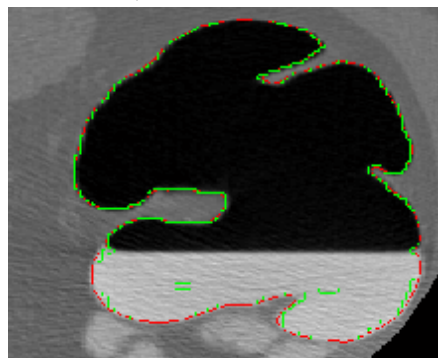
جدول 1: ارزیابی کمی روشهای پیاده‌سازی شده

گسترش ناحیه ای	مدل شکل‌پذیر هندسی	روش اجرا/ پارامتر مقایسه
91٪	97٪	حساسیت
87٪	94٪	اختصاصیت
89٪	95٪	دقت

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



شکل 3: نمونه ای از مرزهای بدست آمده، منحنی‌های قرمز ورودی و منحنی‌های سبز خروجی الگوریتم می باشد



شکل 4: نمونه ای از مرزهای بدست آمده

پارامترهای آماری کاملاً متفاوت بوده است، لذا شرایط کاملاً متفاوتی در پیش روی الگوریتم بوده است.

نمونه‌ای از خروجی‌های بدست آمده در شکل‌های 3 و 4 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 700 تصویر موجود الگوریتم بهترین جواب را به ازاء مقادیر  $I=0.2$  و  $e=0.001$  در رابطه (3) داشت. در ارزیابی کیفی انجام شده، خروجی‌ها به 4 دسته عالی، خوب، متوسط و ضعیف تقسیم شدند [7] که به ترتیب مرزهای بدست آمده 71٪، 16٪، 8٪ و 5٪ در آن دسته‌ها قرار گرفتند.

برای ارزیابی کمی الگوریتم، از پارامترهای حساسیت<sup>13</sup>، اختصاصیت<sup>14</sup> و دقت<sup>15</sup> استفاده شده است.

- در این کاربرد معیار حساسیت، عبارتست از قابلیت روش در بخش‌بندی صحیح کولون. این معیار بصورت رابطه (4) تعریف می‌شود:

$$\text{Sensitivity} = \frac{TP}{TP + FN} \quad (4)$$

- معیار اختصاصیت، قابلیت روش در تشخیص قسمتهای غیرکولونی به صورت صحیح می‌باشد. این معیار از رابطه (5) بدست می‌آید.

$$\text{Specificity} = \frac{TN}{TN + FP} \quad (5)$$

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

$$\text{Accuracy} = \frac{TP + TN}{TP + FN + TN + FP} \quad (6)$$

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

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

<sup>13</sup> Sensitivity

<sup>14</sup> Specificity

<sup>15</sup> Accuracy

#### 4- بحث و نتیجه گیری:

در این تحقیق ابتدا مرزهای اولیه توسط الگوریتم چند مقیاسه و چند مرحله‌ای استخراج شد و سپس بکمک مدل شکل‌پذیر هندسی و تعیین تابع سرعت پیشنهادی و پارامترهای آن مرزهای اولیه هموار شده و به مکان مناسب‌تر هدایت شد. با توجه به نتایج حاصله روش پیشنهادی دارای مزایای ذیل است:

- انتقال مرزهای اولیه به محلی که دارای ماکزیمم مقدار گرادیان محلی باشد. استفاده از منطقی که می‌تواند مرز را به مطمئن‌ترین مکان منتقل کند ضروری و مفید است، که نتایج نیز بیانگر همین امر است. نتایج حاصل با توجه به تفاوت‌های آماری بافت‌هایی که باید بخش بندی شوند بسیار چشمگیر است، زیرا ورودی این الگوریتم مبتنی بر آستانه‌گذاری و عملگر رشد ناحیه‌ای می‌باشد که قادر به تعیین مرزهای دقیق نیستند. این مشکل در ارتباط با اثر  $PVE^{16}$  و در نواحی که فولدهای کولونی دارای ضخامت کمی هستند، نیز محسوس و رفع آن کاملاً ضروری می‌باشد.

- از مزایای دیگر، 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 کاملاً بصورت هموار در می‌آیند. دستاورد فوق‌الذکر برای ایجاد محیط واقعی‌تر در کولونوسکپی مجازی بسیار ضروری است.

- از مزایای دیگر روش پیشنهادی کنترل میزان هموارسازی و تابع سرعت است، که با توجه به کاربرد مورد نظر و ویژگیهای آناتومیکی کولون می‌توان ضرائب و توابع مورد استفاده را به حالت ایده‌آل نزدیک‌تر کرد. میزان دقت و کارائی این روش با کمک ارزیابی کیفی قابل بهینه‌سازی است.

این تحقیق در مراحل بعدی در راستای حل مشکلات زیر دنبال خواهد شد:

- این الگوریتم قادر به حذف اشیاء اضافی که در بخش‌بندی اولیه ایجاد شده اند، نیست و هیچ کنترلی بر آنها ندارد؛ بنابراین مهمترین کاربرد آن بهینه سازی مرزهای بدست آمده است.

- حساسیت روش بکارگرفته شده به مرزهای اولیه قابل توجه است زیرا اگر این مرزها، در نواحی نامعمول و اشتباه واقع شوند، هیچ‌گاه 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 صرفاً به ماکزیمم گرادیان محلی منتقل خواهد شد.

در ارتباط با پیشنهادهای آینده می‌توان 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 مویک استفاده کرد.

#### ضمیمه

##### مدل‌های شکل‌پذیر هندسی

مدل‌های شکل‌پذیر هندسی، در سال 1995 توسط کاسلز (Casselles) و ملادی (Malladi) پیشنهاد شد [9 و 10]. این مدل بر اساس تئوری تکمیل منحنی<sup>17</sup> و روش سطح همتراز بنا نهاده شد.

یک منحنی متحرک را در نظر بگیرید:

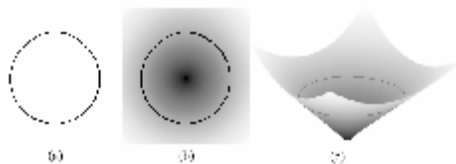
$$X(s, t) = [X(s, t), Y(s, t)] \quad (7)$$

$t$  پارامتر زمان است و  $s$  هر پارامتری می‌تواند باشد. بردار نرمال داخلی با  $N$  و انحنا با  $k$  مشخص می‌شوند. سرعت

<sup>17</sup> Curve Evolution Theory

<sup>16</sup> Partial Volume Effect

شکل پذیر هندسی استفاده می‌گردد. این روش توسط اوشر (Osher) و ستین (Osher) در سال 1988 معرفی گردید [17].



شکل 5: نمونه ای از محاط شدن یک منحنی توسط سطح همتراز. (a) یک منحنی ساده. (b) تابع سطح همتراز جابجیه منحنی توسط سطح همتراز صفر محاط شده است. (c) نقشه فاصله تابع سطح همتراز با سطح همتراز صفر خود در ناحیه سیاه [17].

در روش سطح همتراز، منحنی بعنوان یک تابع سطح از یک تابع اسکالر دو بعدی بر روی حوزه مشابه تصویر نشان داده می‌شود. شکل 5 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.

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

$$f[X(s, t), t] = 0 \quad (11)$$

با مشتق گرفتن از رابطه نسبت به  $t$  خواهیم داشت:

$$\frac{\partial f}{\partial t} + \nabla f \frac{\partial X}{\partial t} = 0 \quad (12)$$

( $\nabla f$  گرادیان  $f$  است)

فرض بر این است که علامت  $f$  درون سطح همتراز صفر منفی و خارج آن مثبت باشد. از اینرو بردار نرمال واحد داخلی منحنی سطح همتراز بکمک رابطه زیر محاسبه می‌گردد:

$$N = -\frac{\nabla f}{|\nabla f|} \quad (13)$$

در نتیجه رابطه (9) را می‌توان به فرم زیر نوشت:

$$\frac{\partial f}{\partial t} = V(k) |\nabla f| \quad (14)$$

تکمیل منحنی در راستای جهت نرمال می‌تواند بوسیله معادله زیر بیان شود:

$$V(k) \frac{\partial X}{\partial t} = V(k) N \quad (8)$$

$V(k)$  تابع سرعت<sup>18</sup> نامیده می‌شود و سرعت تکمیل منحنی را تعیین می‌کند.

گسترده ترین مطالعاتی که بر روی شکل‌پذیری منحنی<sup>19</sup> صورت گرفته در زمینه های شکل‌پذیری انحناء<sup>20</sup> و شکل-پذیری ثابت<sup>21</sup> می‌باشد.

شکل‌پذیری انحناء بوسیله رابطه معروف geometric heat تعریف شده است:

$$\frac{\partial X}{\partial t} = a k N \quad (9)$$

$a$  یک مقدار ثابت مثبت است. تأثیر شکل‌پذیری انحناء، مشابه با استفاده از نیروی داخلی در روش مرزهای فعال پارامتریک است [17].

شکل‌پذیری ثابت بوسیله رابطه زیر تعریف می‌شود:

$$\frac{\partial X}{\partial t} = V_0 N \quad (10)$$

$V_0$  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 شکل-پذیری 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 کامل می‌شود. بنابراین بیشترین تحقیقات مدل‌های شکل‌پذیر هندسی بر روی طراحی توابع سرعت متمرکز شده است.

## I. روش سطح همتراز

این روش برای بکارگیری در مسیر تکمیل منحنی استفاده می‌شود. این روش پایه‌گذار یک روش عددی است که در مدل

<sup>18</sup> Speed Function

<sup>19</sup> Deformation Curve

<sup>20</sup> Curvature Deformation

<sup>21</sup> Constant Deformation

رابطه بین معادله (9) و (14) اساس نمایش تکامل منحنی با استفاده از روش سطح همتراز را فراهم می‌کند.

## مرجع

- [1] A. Jemal, et. al., "Cancer statistics", 2003. CA Cancer J Clin 2003;53:5-26.
- [2] S. Parker, T. Tong, S. Bolden, P. Wingo, "Cancer statistics", 1997. CA Cancer Journal for Clinicians 1997;47:5-27.
- [3] Cancer Institute of I.R. of IRAN, Imam Khomeini Hospital Complex, <http://cancer-institute.ac.ir/>, (Cancer@sina.tums.ac.ir)
- [4] D. Vining, "Virtual endoscopy: is it reality", Radiology 1996;200:30-31.
- [5] Perry J, Choi JR, Hwang I, et. al., Computed Tomographic Virtual Colonoscopy to Screen for Colorectal Neoplasia in Asymptomatic Adults, The new England journal of medicine, vol. 349 no. 23, Dec 2003
- [6] J. H. Bidgoli 2, 1, A. Ahmadian 2, 1, S. Akhlaghpour 3, N. R. Alam 2, 1, S. Z. Mahmodabadi 1, "An Efficient Colon Segmentation method for Oral Contrast-Enhanced CT Colonography", Proceedings of the 2005 IEEE EMBC, China, September 1-4, 2005
- [7] Summers M, Franaszek M., Miller MT, et. al., Computer-Aided Detection on of Polyps on Oral Contrast-Enhanced CT Colonography", January 2005, pp 105-108.
- [8] Christopher L. Wyatt, Yaorong Ge, David J. Vining, "Segmentation in virtual colonoscopy using a geometric deformable model", Computerized Medical Imaging and Graphics 30, pp 17:30, 2006
- [9] V. Caselles, F. Catte, T. Coll, and F. Dibos, "A geometric model for active contours," Numerische Mathematik, vol. 66, pp. 1-31, 1993.
- [10] <http://nova.nlm.nih.gov/WRAMC>
- [11] Wyatt CL, Ge Y, Vining DJ. Automatic segmentation of the colon for virtual colonoscopy. Comput Med Imaging Graph 2000;24:1-9.
- [12] Ling SH, Summers RM, Loew MH, Mc Collough CH, Johnson CD. Computer-aided detection of polyps in a colon phantom: effect of scan orientation, polyp size, collimation, and dose. J Computer Assist Tomography 2002;26:1013-8.
- [13] Chen DQ, Liang ZR, Wax MR, Li LH, Li B, Kaufman AE. A novel approach to extract colon lumen from CT images for virtual colonoscopy. IEEE Trans Med Imaging 2000;19:1220-6.
- [14] Masutani Y, Yoshida H, MacEneaney PM, Dachman AH. Automated segmentation of colonic walls for computerized detection of polyps in CT colonography. J. Comput Assist Tomogr 2001; 25
- [15] Nappi J, Dachman AH, MacEneaney P, Yoshida H. "Automated knowledge-guided segmentation of colonic walls for computerized detection of polyps in CT colonography". J Comput Assist Tomogr 2002;26
- [16] K. Siddiqi, Y. B. Lauziere, A. Tannenbaum, and S. W. Zucker, "Area and length minimizing flows for shape segmentation," IEEE Trans. Imag. Proc., vol. 7, pp. 433-443, 1998

## II. توابع سرعت

رابطه مدل‌های شکل پذیر هندسی، معرفی شده توسط کسلز (Caselles) و همکارانش به فرم زیر می‌باشد. [17]

$$\frac{\partial f}{\partial t} = c(k + V_0) |\nabla f| \quad (15)$$

در رابطه شماره 13 پارامتر  $c$  تابع سرعت است که در رابطه (14) نمونه‌ای از آن مشاهده می‌شود بر حسب گردان تصویر هموارسازی شده محاسبه می‌شود.

$$c = \frac{1}{1 + |\nabla(G_s * I)|} \quad (16)$$

$V_0$  مثبت باعث جمع شدن (کوچک شدن) منحنی و  $V_0$  منفی باعث باز شدن آن می‌شود. 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 برنمی‌گردد.

برای فائق آمدن بر این مسئله، کاسلز و کیشناسامی (Kichenassam) 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:

$$\frac{\partial f}{\partial t} = c(k + V_0) |\nabla f| + \nabla c \nabla f \quad (15)$$

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

## سپاسگزاری:

از همکاری صمیمانه مرکز تحقیقات مخابرات ایرن و مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی بیمارستان امام جهت فراهم آوردن امکانات مناسب و جهاد دانشگاهی واحد صنعتی اصفهان تشکر و قدردانی می‌نمایم.



[17] C. Xu, DL Pham, JL Prince, Image Segmentation using Deformable Models. Handbook of Medical Imaging, vol. 2, chapter 3. SPIE Press, 2000