

## ارایه روشی برای جداسازی عروق از تصاویر سی تی اسکن و بازسازی سه بعدی آن ها

مسعود فلاحی<sup>۱</sup>، محمد علی مسندی شیرازی<sup>۲</sup> و محمد مهر بهشتی<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup> کارشناس ارشد مهندسی پزشکی دانشگاه شیراز، m.falahi66@gmail.com

<sup>۲</sup> عضو هیات علمی دانشکده برق و کامپیوتر دانشگاه شیراز، masnadi@shirazu.ac.ir

<sup>۳</sup> کارشناس ارشد مهندسی پزشکی دانشگاه شیراز، mehrbeheshti@gmail.com

چکیده - امروزه، با مطالعه دقیق شکل شناسی اعضا بدن انسان و گسترش برنامه های کامپیوتر در زمینه پزشکی، نمایش سه بعدی ساختار های آناتومیکی بدن انسان میسر شده است. نمایش سه بعدی قابل رویت نقش مهمی در آموزش های پزشکی و بالینی دارد و می تواند برای برنامه عمل جراحی و طراحی های قبل از آن به کار رود. باز سازی سه بعدی از تصاویر حجمی با یک پشته از تصاویر دوبعدی آغاز می شود که عموماً پس از ارتقا اولیه آن ها، عضله و بافت مورد نظر جداسازی یا بخش بندی شده و سرانجام سطح سه بعدی بازسازی شده و نمایش داده می شود. در اینجا، پس از بررسی روش های بخش بندی سیستم رگی، روشی مناسب که ضمن داشتن دقت کافی خطای کمتر و به مراتب سرعت اجرای بالاتری داشته باشد، اتخاذ گردیده است. متدهای پیشنهادی بر مجموعه داده های سی تی اسکن از مرکز تصویر برداری پزشکی تابا اعمال شد و همانطور که نتایج نشان می دهند الگوریتم با دقت مطلوبی و زمان بسیار کمتری نسبت به الگوریتم های مشابه توانسته مدل سه بعدی سیستم رگی را بازسازی کند و این باعث زمان واقعی شدن این روش شده است.

کلید واژه - سی تی آنژیوگرافی - جداسازی عروق = بازسازی سه بعدی

### ۱- مقدمه

برای مشاهده حالت های سه بعدی رگهای خونی انسان و توزیع آنها در زوایای مختلف و سطوح مختلف دارد اما نکته قابل ذکر اینکه به طور کلی نمی تواند جایگزین تشریح نمونه های سنتی شود [3].

بازسازی سه بعدی از تصاویر پزشکی همچون سی تی اسکن و ام آر آی، یکی از تکنولوژی های شناخته شده در زمینه مدلسازی بیماری خاص، می باشد [4]. بعضی از کاربرد های کلینیکی همچون بر نامه ریزی های قبل از جراحی نیاز مند مدل های حجمی از ساختار های آناتومیک هستند. مسئله باز سازی یک مدل سه بعدی در تصاویر پزشکی، جایی مطرح می شود که ساختار های آناتومیکی بوسیله مد های تصویر برداری چند اسلایسی همچون سی تی و ام آر آی، اسکن شوند. مدلسازی می تواند برای طرح ها و برنامه ریزی های قبل از جراحی، شبیه سازی ها، ساخت اندام مصنوعی، طرح های پرتو در مانی و نیز اندازه گیری های حجمی به کار برده شود [5].

بازسازی سه بعدی از تصویر حجمی با یک پشته از تصاویر دوبعدی (اسلایس ها) با ابعاد مکانی مشخص، آغاز می شود. این فرایند شامل چندین مرحله می باشد:

طی سال های اخیر، تصاویر چند اسلایسی رگ نگاری سی تی، به عنوان موثرترین و کم تهاجم ترین حالت برای تشخیص بیماری های عروقی شناخته شده است. تصاویر سی تی، علاوه بر تشخیص باریک شدن عروق برای نمایش رسوب کلسترول به کار می رود. همچنین این تصاویر می توانند برای تعیین مکان و توزیع رسوب ها در عروق کرونری، تشخیص نوع رسوب و نیز اجزا تشکیل دهنده آن به کار روند [1].

مطالعات نشان داده که شبیه سازی پیش از عمل از سیستم پیچیده رگی، تاثیر بسزایی در انتخاب ابزار، تصویر برداری رگ و تزریق ماده حاجب برای پزشکان دارد. مطالعات همچنین نشان داده که تمرین پیش از عمل، باعث کاهش مقدار اشعه، کاهش تعداد وسایل در حین عمل می شود. علاوه بر آن با اجازه دادن به پزشک در به دست آوردن درک ارزشمند از آناتومی بیمار قبل از عمل، پیچیدگی ها کاهش می یابد [2]. روش رگ نگاری با بازسازی سه بعدی خیلی خوب است و مزایای قابل توجهی

(۱) پردازش تصاویر : ارتقا تصاویر اولیه به منظور کاهش نویز و اسکن کردن ارتیفکت ها (۲) بخش بندی تصویر: بخش بندی تصاویر دو بعدی به چندین ناحیه که نشان دهنده اشیا و به همین ترتیب یک تصویر سه بعدی می تواند مستقیما به یک مدل سه بعدی با استفاده از وکسل تبدیل شود و سرانجام (۳) استخراج سطح: تعریف نمایش سطح اشیا. در این مورد روش های بسیار متنوعی انجام گرفته است. اما به طور کلی روشها را می توان در دو گروه دسته بندی کرد: بازسازی سطحی و بازسازی حجمی. بسیاری از این روشها مجموعه ای از تصاویر برش عرضی را به عنوان ورودی می گیرند آنگاه یا بر داده های پیکسلی اصلی عمل می کنند یا بر توصیفی از مرزهای ارگانهای به دست آمده بوسیله بخش بندی. مرز ساختارها در اسلایس های مقاطع عرضی به عنوان یک یا بیش از یک کانتور مسطح غیر متقاطع ظاهر می شوند [6].

متد هایی که بسادگی کانتور ها را به یکدیگر می چسبانند با مشکل مواجه می شوند. زیرا دانش اولیه در به هم پیوستن ساختارهای تصویر برداری شده را ندارند. برای مثال چند شاخگی و مسایل تطبیق اغلب بوجود می آید. کار پیشقدم بر بازسازی سطح از مجموعه نقاط سامان دهی نشده، توسط هاپ در [7] ارایه شد. که با متد های مرتبط با استفاده از سطوح ضمنی در بازسازی سه بعدی در [8,9] ادامه یافت. اینها تکنیک های ساختگی هستند اما معمولا بسیار کند تر از تکنیک های اتصال کانتوری هستند. دسته دیگری از الگوریتم ها بر ایده تغییر شکل یک تخمین اولیه از یک شکل تحت تاثیر نیروهای خارجی و واکنش های درونی استوارند. این الگوریتم ها معمولا مدل های دگر دیس پذیر هستند. مدل های دگر دیس پذیر سه بعدی اخیرا برای اجرای بازسازی سطح از ساختارهای آناتومیکی از تصاویر پزشکی به کار رفته است. مدل های دگر دیس پذیر مستقیم بوسیله کاس معرفی شدند و توسط ترزوپولوس به حالت سه بعدی تعمیم یافت.

دسته مهمی از الگوریتم ها برای بازسازی مدل، آن هایی هستند که بر اساس مثلث سازی دلونی شکل یافتند. این الگوریتم ها می توانند به دو مجموعه تقسیم شوند:

نخست، الگوریتم های با جهت دهی حجمی با خروجی مرز مجموعه ای از چهار ضلعی ها [10,11] و دوم، الگوریتم های با جهت دهی سطحی با خروجی مجموعه ای از مثلث های بطور مستقیم انتخاب شده [12]. هنگامی که نقاط داده بسیار بی نظم باشند، چهار وجهی سازی سه بعدی دلونی، می تواند چهار وجهی نقره ای سطحی را بوجود آورد. شوچاک مروری بر متدهای سه بعدی دلونی تهیه نموده و راجب چگونگی حذف بدترین نقره ها بحث نموده است

## ۲- روش تهیه مقاله

روش به کار رفته در این تحقیق بر مبنای سه مرحله اصلی می باشد:

- پیش پردازش
- جداسازی ناحیه مورد نظر
- بازسازی سه بعدی

هر مرحله با جزییات بیشتر در بخش های زیر تشریح خواهند شد.

## ۲-۱- پیش پردازش

در این مرحله می بایست بر روی داده های خام که همان تصاویر اسلایسی سی تی اسکن می باشند پردازشی صورت گیرد تا نویز موجود در تصاویر کاهش یابد و ارتیفکت های ناشی از تصویر برداری حذف شوند. در این مرحله از فیلتر گاوسی با پارامتر سیکما ۰,۸+ استفاده و بسته به ارتیفکت موجود در تصاویر مجموعه ای از ماسک ها بر اساس عملگرهای ریخت شناسی نظیر dilation , erosion بکار گرفته شد.

## ۲-۲- قطعه بندی تصاویر

در این مرحله می توان از روش های مختلف برای قطعه بندی تصاویر استفاده نمود. یکی از ساده ترین و در بعضی موارد کارآمد ترین تکنیک ها روش آستانه گذاری می باشد که کمی پیش پردازش نیاز دارد. الگوریتم های انتخاب ناحیه و رشد ناحیه زمان بر و بی دقتند زیرا قسمتهای ناپیوسته را از دست می دهند. برای به دست

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = -\frac{\partial \mathcal{F}}{\partial \phi} \quad (4)$$

که  $\frac{\partial \mathcal{F}}{\partial \phi}$  مشتق گاتیوکس تابع  $\mathcal{F}(\phi)$  می باشد. این یک

معادله سیر تکاملی برای تابع زمانی  $\phi(x, t)$  با متغیر مکانی  $x$  در دامنه  $\Omega$  و متغیر زمانی  $t \geq 0$  می باشد و سیر تکاملی با یک تابع اولیه  $\phi(x, 0) = \phi_0(x)$  شروع می شود. مشتق گاتیوکس تابع  $\mathcal{R}_p(\phi)$  در (4) هست:

$$\frac{\partial \mathcal{R}_p}{\partial \phi} = -\text{div}(d_p(|\nabla \phi|) \nabla \phi) \quad (5)$$

که  $\text{div}()$  عملگر دیورژانس است و  $d_p$  تابعی است که به صورت زیر تعریف می شود:

$$d_p(s) \triangleq \frac{p'(s)}{s} \quad (6)$$

از (4) و خاصیت خطی بودن مشتق گاتیوکس، داریم:

$$\frac{\partial \mathcal{E}}{\partial \phi} = \mu \frac{\partial \mathcal{R}_p}{\partial \phi} + \frac{\partial \mathcal{E}_{\text{ext}}}{\partial \phi} \quad (7)$$

که  $\frac{\partial \mathcal{E}_{\text{ext}}}{\partial \phi}$  مشتق گاتیوکس تابع انرژی بیرونی  $\mathcal{E}_{\text{ext}}$  بر

حساب  $\phi$  می باشد. پس روند گرادیانی انرژی  $\mathcal{E}(\phi)$  هست:

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = -\mu \frac{\partial \mathcal{R}_p}{\partial \phi} - \frac{\partial \mathcal{E}_{\text{ext}}}{\partial \phi} \quad (8)$$

که با ترکیب با (9) به صورت زیر می تواند بیان شود:

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \mu \text{div}(d_p(|\nabla \phi|) \nabla \phi) - \frac{\partial \mathcal{E}_{\text{ext}}}{\partial \phi} \quad (9)$$

این معادله مشتق جزئی، معادله سیر تکامل مجموعه سطح می باشد که از فرمولاسیون متغیر و پیشنهادی (4) به دست آمد. ما این معادله را با شرایط مرزی نیومن [14] و تابع اولیه  $\phi_0$  داده شده، حل می نماییم. سیر تکامل مجموعه سطح (9) را یک DRLSE برای قابلیت ذاتی اش در ابقا ویژگی فاصله علامتدار تابع مجموعه سطح می نامیم که مرتبط با جمله تنظیم فاصله  $\mathcal{R}_p$  در (4) است.

آوردن سریع کانتور ها از روش بهبود یافته مجموعه سطح استفاده شد [13]. این روش که به مجموعه سطح با تنظیم فاصله معروف است بی نظمی هایی که هنگام انتشار کانتور تابع مجموعه سطح رخ می دهد را به طور خودکار کنترل می کند و کانتور را به سمت مرز شی می کشاند.

آ. فرمولاسیون انرژی با تنظیم فاصله

فرض کنید:  $\phi: \Omega \rightarrow \mathfrak{R}$  یک تابع مجموعه سطح تعریف شده بر دامنه  $\Omega$  باشد. تابع انرژی را به صورت زیر تعریف می کنیم:

$$\mathcal{E}(\phi) = \mu \mathcal{R}_p(\phi) + \mathcal{E}_{\text{ext}}(\phi) \quad (1)$$

که  $\mathcal{R}_p(\phi)$  جمله تنظیم مجموعه سطح است که در ادامه تعریف می شود،  $\mu > 0$  یک ثابت است و  $\mathcal{E}_{\text{ext}}(\phi)$  انرژی بیرونی است که به داده های مورد نظر (برای مثال یک تصویر در مورد بخش بندی تصویر) بستگی دارد. جمله تنظیم مجموعه سطح به صورت زیر تعریف می شود:

$$\mathcal{R}_p(\phi) \triangleq \int_{\Omega} p(|\nabla \phi|) dx \quad (2)$$

که  $p$  یک تابع پتانسیل (یا چگالی انرژی) است:

$p: [0, \infty) \rightarrow \mathfrak{R}$ . انرژی  $\mathcal{E}_{\text{ext}}(\phi)$  بگونه ای طراحی شده

است که وقتی مجموعه سطح صفر از تابع مجموعه سطح  $\phi$  در مکان مطلوب قرار گیرد (به عنوان مثال مرز شی

در کاربرد بخش بندی تصویر) مینیمم می شود. تابع پتانسیل باید به گونه ای باشد که به ابقا ویژگی فاصله علامت دار در مجاورت مجموعه سطح صفر کمک کند یعنی داشته باشیم:  $|\nabla \phi| = 1$  همچنین باید تابع مجموعه سطح را به عنوان یک ثابت با  $|\nabla \phi| = 0$  مکان

های دور از مجموعه سطح صفرنگه دارد. برای داشتن چنین پروفایلی از تابع مجموعه سطح، تابع پتانسیل  $p(s)$  باید نقاط مینیمی در  $s=0$  و  $s=1$  داشته باشد:

$$p(s) = \begin{cases} \frac{1}{(2\pi)^2} (1 - \cos(2\pi s)) & \text{if } s \leq 1 \\ \frac{1}{2} (s - 1)^2 & \text{if } s \geq 1 \end{cases} \quad (3)$$

ب. روند گرادیان برای مینیمم سازی انرژی

در محاسبه تغییرات [69]، روش استاندارد برای مینیمم سازی یک تابع انرژی  $\mathcal{F}(\phi)$ ، پیدا کردن جواب حالت پایدار معادله گرادیانی زیر است:

## ۲-۳- بازسازی سطح

وجود دارد که سطح می تواند مکعب را قطع کند. یک جدول جستجو برای حالت های تقاطع سطح-یال برای برچسب زدن به رؤس مکعب ترسیم می کنیم. جدول شامل لبه های متقاطع برای همه موارد هست.

گام نهایی در پیشروی مکعبی یک نرمال واحد برای هر راس مثلث محاسبه میکند. الگوریتم های انتقال و نمایش این نرمال را برای ایجاد تصاویر سایه دارگوراد بکار میبرند. یک سطح با چگالی ثابت یک جز گرادیان صفر در امتداد جهت مماسی سطح دارد. متعاقبا، جهت بردار گرادیان  $\vec{g}$ ، بر سطح عمود است. از این واقعیت برای تعیین بردار نرمال سطح  $\vec{n}$  استفاده میکنیم به شرط آنکه بزرگی بردار گرادیان صفر نباشد. خوشبختانه، در سطح متقاطع بین دو بافت مختلف با چگالی های مختلف، بردار گرادیان غیر صفر است. بردار گرادیان برابراست با مشتق تابع چگالی.

$$\vec{g}(x, y, z) = f(x, y, z) \quad (10)$$

برای تخمین بردار گرادیان در سطح مورد نظر، ابتدا بردار گرادیان را در رؤس مکعب تخمین میزنیم و گرادیان را در نقطه تقاطع درون یابی خطی میکنیم.

## ۳- نتایج

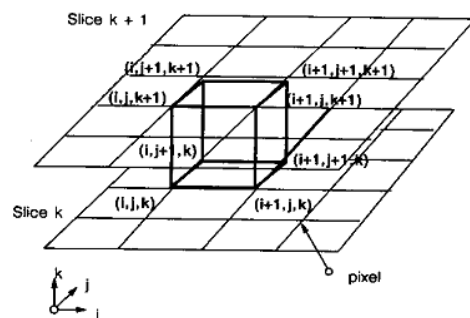
روش پیشنهادی بر روی مجموعه داده های سی تی اسکن به دست آمده در مرکز تصویر برداری پزشکی تا با اعمال شد. این تصاویر مربوط به رگ نگاری و قسمت سینه ای بیمار یعنی از زیر گردن تا پایین شکم را شامل می شدند. تعداد اسلایس ها ۱۹۰ و ضخامت هر اسلایس ۱,۲ میلی متر می باشد. تصاویر به فرمت دایکام و با مقیاس خاکستری می باشند.

در ادامه، الگوریتم پیشنهادی مربوط به بخش بندی رگ ها بر روی تصاویر اعمال شد. الگوریتم بخش بندی با تابع مجموعه سطح با فاصله تنظیم شده بر هر روی اسلایس های مورد نظر به کار برده شد. کانتور اولیه برای بخش بندی رگ در هر اسلایس یک تابع پله باینری در نظر

الگوریتمی که در این مرحله پیشنهاد می شود الگوریتمی نسبتا سریع است که در عین حال از دقت مناسب و قابل قبولی برخوردار است. این الگوریتم به پیشروی مکعبی مشهور است و به یکی از الگوریتم های استاندارد در کاربردهای سه بعدی سازی تبدیل شده است [15]. در زیر به طور مختصر بدان اشاره شده است:

این الگوریتم از دو گام اساسی تشکیل شده است: (۱) قرار دادن سطح بر یک مقدار تعریف شده از سوی کاربر و ساخت مثلث ها (۲) محاسبه نرمال بر سطح بر هر راس مثلث برای تضمین کیفیت تصویر سطح

یک روش تقسیم و توالی برای قرار دادن سطح بر یک مکعب منطقی ساخته شده از ۸ پیکسل به کار می رود: هر ۴ پیکسل از دو اسلایس مجاور هستند. شکل ۳ را ببینید.



شکل ۱: مکعب پیشروی کننده

الگوریتم مشخص می کند که چگونه سطح، این مکعب را قطع می کند. سپس به مکعب بعدی پیشروی می کند. برای یافتن تقاطع در یک مکعب، یک ۱ به راس مکعب تخصیص می دهیم. اگر مقدار داده در راس مکعب بیشتر یا برابر با مقدار سطحی باشد که ما می خواهیم بسازیم این رؤس داخل یا روی سطح هستند. رؤس مکعب با مقادیر کمتر از سطح، یک "صفر" دریافت می کنند و بیرون از سطح قرار می گیرند. سطح لبه (یال)هایی از مکعب را قطع می کند که یکی از رؤس بیرون از سطح (۱) و یکی داخل از سطح (۰) باشد. با این فرض، توپولوژی سطح درون مکعب مشخص می شود.

از آنجا که هر مکعب، ۸ راس دارد و برای هر راس دو حالت (داخل و بیرون) متصور است، بنابراین  $2^8 = 256$  حالت

اندازه تصاویر  $256 \times 256$  می باشد و زمان صرف شده توسط CPU بوسیله روش پیشنهادی به ترتیب ۱۳,۸۶ و ۶,۹۹ و ۶,۳ ثانیه می باشد.

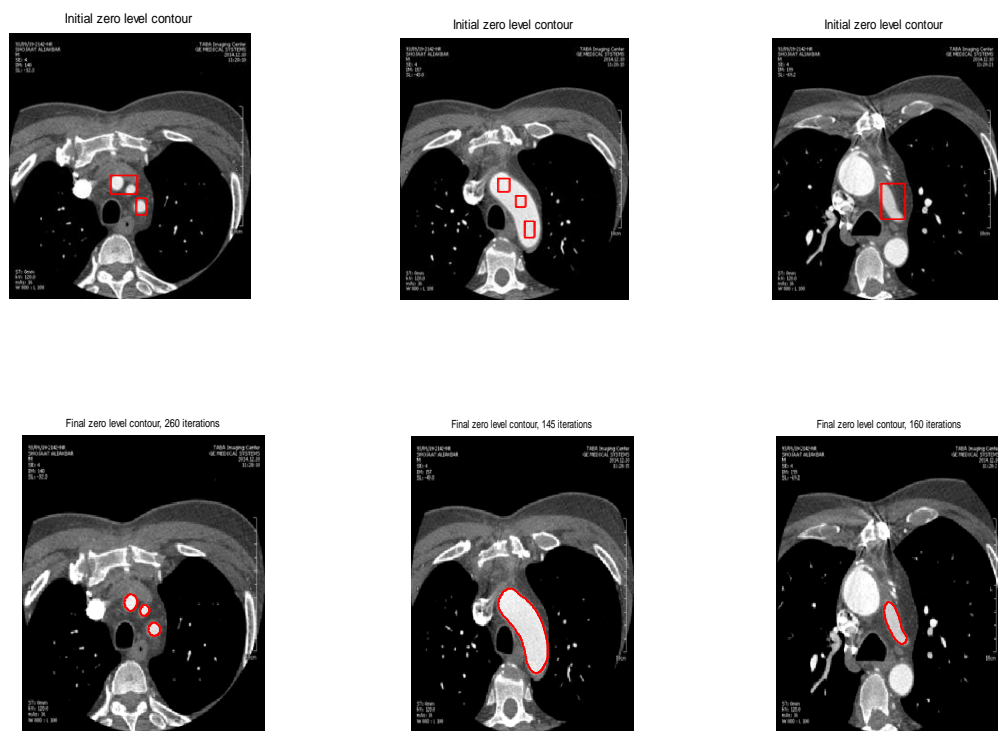
در جدول ۱ الگوریتم بکار رفته برای جداسازی همین عروق با الگوریتم مجموعه سطح سنتی مقایسه شده است. همانطور که مشاهده می شود از لحاظ تعداد مرتبه تکرار ممکن است هر دو الگوریتم به یکدیگر نزدیک باشند اما از نظر سرعت همگرا شدن الگوریتم DRLSE حدود ۳ تا ۵ برابر سریعتر بوده است.

جدول ۱-مقایسه الگوریتم های DRLSE و Level Set سنتی بر روی داده های سی تی آنژیوگرافی برای جداسازی عروق مورد نظر

image	iteration		Time(second)	
	Level set	DRLSE	Level set	DRLSE
a	280	260	40.33	13.86
b	135	145	24.2	6.99
c	130	160	23.12	6.3

گرفته شد که مقدار ثابت آن  $c_0 = 2$  می باشد. در این روش، پارامترهای  $\mu = 0.2$  و گام زمانی  $\Delta t = 5$  مقدار دهی شدند. الگوریتم توانسته ناحیه مورد نظر را با دقت خوبی جداسازی کند. ضمن اینکه با در نظر گرفتن گام زمانی بزرگ از تعداد مرتبه ای تکرار کاسته می شود و در نتیجه سرعت الگوریتم بمراتب افزایش یافته است.

روش پیشنهادی بر روی مجموعه تصاویر ذکر شده در بالا اعمال شد. شکل ۱ نتایج به دست آمده از این آزمایش برای چندین تصویر مختلف را نشان می دهد. در این آزمایش از پیاده سازی باند باریک مدل DRLSE چنانچه در بخش های قبل اشاره شد، استفاده شده است. ما زمان صرف شده CPU را برای این تصاویر ثبت نمودیم. در این آزمایش، الگوریتم باند باریک بوسیله برنامه متلب پیاده سازی شده است. زمان صرف شده بوسیله اجرای برنامه بر روی نوت بوک و ایو با پردازشگر پنج هسته ای اینتل ۲,۶۷ گیگا هرتز و ۴ گیگا بایت رم، با متلب ۹ بر روی ویندوز سون به دست آمده است. ما گام زمانی  $\Delta t = 5$  را به کار بردیم. نتایج حاصله در ردیف پایین نشان داده شده اند.



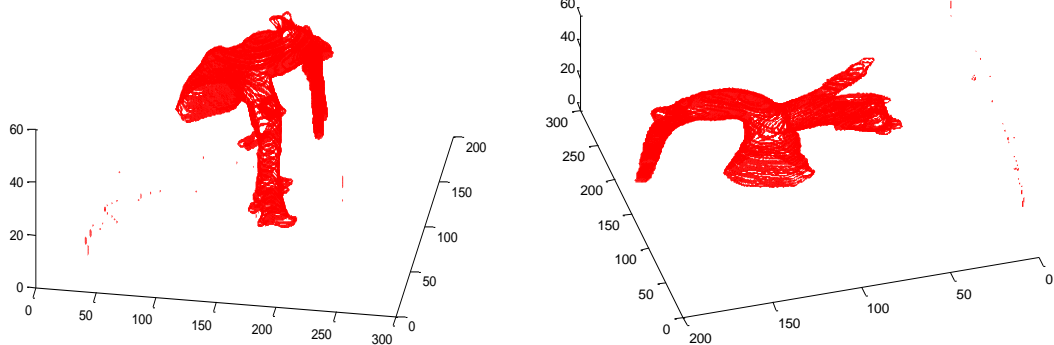
(a)

(b)

(c)

شکل ۲: نتایج پیاده سازی روش پیشنهادی بر روی سه تصویر از مجموعه تصاویر سی تی اسکن با زمان صرف شده ۱۳,۹،

۷ و ۶،۳ ثانیه به ترتیب از چپ به راست. ردیف بالا: کانتور اولیه و ردیف پایین نتایج بخش بندی را نشان می دهد.



(a)

(b)

شکل ۳: بازسازی سه بعدی رگهای خروجی قلب توسط روش پیشنهادی (a) بازسازی سه بعدی Pulmonary trunk (b) همان رگ از نمای دیگر

برداری نزدیک گرداند. همچنین خطای بوجود آمده ناشی از تصویر شبیه سازی شده با ساختار آناتومیکی بدن را به حداقل برساند. نتایج به دست آمده از اعمال الگوریتم های پیشنهادی نشان می دهد که این روش توانسته بخوبی به این مهم دست یابد.

شکل ۲ بازسازی سه بعدی رگ های خروجی از قلب توسط الگوریتم های بکار رفته پیشنهادی در این مقاله را نشان می دهد. همانطور که مشاهده می شود الگوریتم پیشنهادی توانسته سیستم عروقی را با دقت مطلوب جداسازی و به صورت سه بعدی نمایش دهد. این در حالی است که سرعت الگوریتم پیشنهادی به مراتب از روش های قبلی بیشتر است و هزینه محاسباتی نیز کاهش یافته است.

#### مراجع

- [1] Zhonghua Suna and Yan Caob, "multislice CT angiography assessment of left coronary artery: correlation between bifurcation angle and dimensions and development of coronary artery disease", European Journal of Radiology, pp90-95, 2011A. Author 1 and B. Author 2, Title of the Book. John Wiley & Sons, pp. 100-105, 2002.
- [2] WillaertWI, Aggarwal R, Van Herzeele I, O'Donoghue K, Gaines PA, Darzi AW, Vermassen FE and Cheshire NJ,"patient-specific endovascular simulation influences interventionalists performing carotid artery stenting procedures", European Journal of Vasc Endovasc Surg vol.4,no.41,pp492-500,2011
- [3] WillaertWI, Aggarwal R, Van Herzeele I, O'Donoghue K, Gaines PA, Darzi AW, Vermassen FE and Cheshire NJ,"patient-specific endovascular simulation influences interventionalists performing carotid artery stenting procedures", European Journal of Vasc Endovasc Surg vol.4,no.41,pp492-500,2011
- [4] P.E. Galibarov, P.J. Prendergast and A.B. Lennon," a method to reconstruct patient-specific proximal femur surface models from planar pre-operative radiographs", Journal of Medical Engineering & Physics,no. 32,pp 1180-1188, 2010
- [5] Neculai Archipa, Robert Rohlingb, Vincent Dessenec, Pierre-Jean Erardd and Lutz Peter Noltee," anatomical structure modeling from medical images", Journal of computer methods and programs in biomedicine, no. 8 2, pp203-215, 2 0 0 6
- [6] N.Archip, R.Rohling, V.Dessenec, P.J.Erard, L.P. Nottle, "Anatomical structure modeling from medical images", Journal of computer methods and programs in biomedicine, no.82, pp203-215, 2006

#### ۴- نتیجه گیری

در این تحقیق جداسازی عروق بدن از تصاویر اسلایسی سی تی اسکن و نمایش سه بعدی آن ها انجام گرفت. پیش از این، کارهای مشابه بسیاری انجام شده است که در آن ها اعضای مختلفی از بدن همچون جمجمه، استخوان ران، کبد، قلب و دیگر اعضای بدن را به صورت سه بعدی نمایش داده اند. اما در هریک، از الگوریتم ها و یا محیط تصویر برداری متفاوت استفاده شده است. از آن جا که بخش بندی تصاویر به عنوان یکی از مراحل اولیه انجام این کار می باشد در صورتیکه روشی مناسب، دقیق با حداقل خطا و در عین حال سریع انجام شود؛ می تواند طرح را به زمان واقعی شدن شبیه سازی ها و در واقع همزمان با اسکن تصاویر توسط دستگاه های تصویر

- [7] H. Hoppe, T. DeRose, T. Duchamp, J. McDonald, W. Stuetzle, Surface reconstruction from unorganized points, *Comput. Graph.* 26 (2) (1992) 71–78.
- [8] E. Bittar, N. Tsingos, M.-P. Gascuel, Automatic reconstruction of unstructured 3D data: combining medial axis and implicit surfaces, *Comput. Graph. Forum* 14 (3) (1995) 457–468.
- [9] Y. Ohtake, A. Belyaev, M. Alexa, G. Turk, H.-P. Seidel, Multi-level partition of unity implicits, in: *Computer Graphics (Proceedings SIGGRAPH 2003)*, 2003, pp. 463–470
- [10] H. Edelsbrunner, Weighted alpha shapes, Technical Report UIUCDCS-R-92-1760, Sept. Comp. Sci., Univ. Illinois, Urbana, IL, 1992.
- [11] N. Amenta, S. Choi, R. Kolluri, The power crust, unions of balls, and the medial axis transform, *Comput. Geom.: Theory Appl.* 19 (2001) 127–153.
- [12] N. Amenta, M.W. Bern, Surface reconstruction by voronoi filtering, in: *Proceedings of the Symposium on Computational Geometry*, 1998, pp. 39–48.
- [13] C.Li, C.Xu, C.Gui, and M.D.Fox, "Distance Regularized Level Set Evolution and Its Application to Image Segmentation", *IEEE transaction on image processing*, Vol 19, No 12, 2010
- [14] L. Evans, *Partial Differential Equations*. Providence, RI: Amer. Math. Soc., 1998.
- [15] K.S. Delibasis, G.K. Matsopoulos, N.A. Mouravliansky, K.S. Nikita, A novel and efficient implementation of the marching cubes algorithm, *Comput. Med. Imag. Graph.* 25(2001) 343–352.