

درون یابی و مدلسازی سه بعدی سطح کورتکس از روی تصاویر تشدید مغناطیسی

آرش ابراهیمی

شرکت ایمیج پرو

سهراب شهزادی

استادیار دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید بهشتی

(تاریخ دریافت ۷۷/۱/۲۹، تاریخ تصویب ۷۷/۶/۲۸)

چکیده

مدلهای سه بعدی بازسازی شده سطح کورتکس که کاربردهای فراوانی در مطالعات مربوط به مغز پیدا کرده است، با پردازش تصاویر تشدید مغناطیسی پشت سر هم، ساخته می‌شوند. فرآیند بازسازی این مدلها سه مرحله دارد: (۱) جداسازی بافت مغز (۲) درون یابی بین مقاطع (۳) به جلوه در آوردن مدل در فضای سه بعدی. در این مقاله روش درون یابی و به جلوه در آوردن سه بعدی سطح کورتکس از تصاویر جداسازی شده مغز بررسی می‌شود. محاسبه مقاطع میانی با استفاده از روش درون یابی براساس شمالی انجام شد. در این روش تخمین تابع فاصله تصاویر جداسازی شده بافت مغز، بخش مهم فرآیند درون یابی است. در این مقاله با استفاده از عملگرهای مرفولوژی روشی برای تخمین تابع فاصله پیشنهاد شد. نتایج حاصله نشان داد که روش درون یابی بر اساس شمالی علاوه بر داشتن سرعت بالا در فرآیند درون یابی، مقاطع میانی را با حداقل اثر نرم شدن لبه‌ها بازسازی می‌کند. استفاده از عملگرهای مرفولوژی برای تخمین تابع فاصله از این نظر که استفاده از الگوریتمهای جستجو مرتفع می‌شود منحصر به فرد است. دیگر اینکه این عملگرها بر اساس عملیات منطقی یک بیت از تصاویر سیاه و سفید پایه گذاری شده‌اند. بنابراین زمان تخمین تابع فاصله با کمک این عملگرها حداقل خواهد شد. دو روش تعقیب اشعه و عبور اشعه برای بازسازی سه بعدی مدلها سطح کورتکس بکار گرفته شدند. نتایج نشان داد که روش عبور اشعه توانایی بیشتری در آشکارسازی سطح پیچیده کورتکس دارد. اما در عوض، سرعت بازسازی مدل با این روش کمتر از تعقیب اشعه است. کل زمان بازساخت مدل سه بعدی کورتکس تقریباً برابر زمان مصرف شده برای جداسازی بافت مغز از مقاطع تصاویر تشدید مغناطیسی با حضور کاربر است، بنابراین سرعت مدلسازی در صورت درون یابی بین بافت مغز جداسازی شده با در نظر گرفتن محدودیتهای کاربر در جداسازی از تعداد زیادی از مقاطع، بسته به فاصله بین مقاطع بین ۳ تا ۸ برابر خواهد شد و کیفیت مدل در حد قابل قبولی ثابت خواهد ماند.

کلید واژه‌ها: درون یابی، مدلسازی سه بعدی، کورتکس، ریاضیات مرفولوژی.

مقدمه

تفکیک بسیار بالا را برای مطالعه بافتهای نرم مثل مغز در اختیار متخصصان قرار می‌دهد. سطح مغز که به روش تشدید مغناطیسی تصویربرداری شده است، دارای پیچیدگی‌های فراوانی نسبت به ارگانهای مجاور مثل استخوان و پوست است. به همین دلیل طراحی و پیاده سازی الگوریتمهای به جلوه در آوردن باید آنچنان باشد که کمترین حالت مات شدن در مدل سه بعدی نهایی رخ دهد. به طور کلی فرآیند بازسازی مدل سه بعدی مغز سه

مشاهده سه بعدی ارگانهایی که از آنها تصویر برداری مقطعی دو بعدی انجام شده است، مورد نیاز شاخه‌های مختلف پزشکی است [۱]، [۲]، [۳]. در این میان به جلوه در آوردن مناسب سطح کورتکس در مطالعات مربوط به مغز کاربرهای فراوانی یافته است [۴]، [۵]، [۶]. تصویرگری مقطعی رایانه‌ای^(۱) توانایی خوبی در آشکارسازی بافتهای سخت، مثل استخوان، نسبت به بافتهای نرم دارد. تصویر برداری به روش تشدید مغناطیسی^(۲)، تصاویری با قابلیت

جداسازی شده مطرح شده است. یکی از روشهای معمول برای این کاربرد، درون یابی بر اساس شمایل^(۳) است. وقت گیرترین بخش در این نوع درون یابی، تخمین تابع فاصله^(۴) تصاویر سیاه و سفید است. در این مقاله تخمین تابع فاصله بر اساس عملگرهای مرفولوژی^(۵) ارائه شد. از آنجا که عملگرهای مرفولوژی بر اساس عملیات منطقی یک بیت^(۶) از تصاویر سیاه و سفید پایه گذاری شده اند، انتظار می رود که زمان تخمین تابع فاصله با این روش حداقل شود.

به منظور مطالعه کارایی الگوریتم درون یابی، مدل‌های سه بعدی سطح کورتکس بازسازی شدند. دو روش متفاوت بازسازی این مدل‌ها که عبارت از روش تعقیب اشعه^(۷) و عبور اشعه^(۸) هستند با یکدیگر مقایسه شدند. در ادامه ضمن بیان روش درون یابی و مدلسازی سه بعدی، نتایج حاصله را بررسی خواهیم کرد.

روشها

دریافت تصاویر و جداسازی بافت مغز

تصاویر استفاده شده در این تحقیق از نوع تشدید مغناطیسی هستند. روشها بر روی دو سری از تصاویر آکسیال اعمال شدند. دسته اول شامل 256×256 المان در هر تصویر و به تعداد کل ۲۵۶ عدد بودند. فاصله بین مقاطع در این دسته از تصاویر پشت سر هم ۱ میلیمتر و اندازه هر المان تصویر ۱ میلیمتر مکعب است. دسته دوم شامل 256×256 المان در هر تصویر و به تعداد کل ۴۰ عدد بودند. فاصله بین مقاطع در این دسته ۳ میلیمتر و اندازه هر المان تصویر ۱ میلیمتر مکعب است. برای هر یک از این دو دسته از تصاویر، بافت مغز از کل تصاویر پشت سر هم جداسازی شدند. جداسازی با روشهای نیمه خودکار و با حضور کاربر، مانند رشد ناحیه^(۹) و استفاده از عملگر آستانه‌ای^(۱۰)، انجام شد [۷] و [۸]. برای دسته اول تصاویر، ۲۵۶ و برای دسته دوم ۴۰ تصویر شامل بافت مغز بدست آمد.

درون یابی بافت مغز از تصاویر جداسازی شده

این بخش شامل مرور بر روشهایی است که با استفاده

مرحله دارد: (۱) جداسازی^(۱) این بافت از تصاویر مقطعی اولیه. (۲) درون یابی بین مقاطع (بافتها). (۳) به جلوه در آوردن^(۲) در فضای سه بعدی. جداسازی عبارت از فرآیندی است که محل بافت در تصاویر مقطعی به رایانه معرفی می شود. روشهای مختلفی برای جداسازی بافت مغز به طور خودکار یا با حضور کاربر پیشنهاد شده است [۷]، [۸]، [۹]، [۱۰]، [۱۱]، [۱۲]. اما تاکنون یک روش استاندارد برای جداسازی بهینه این بافت از لحاظ کیفیت جداسازی و زمان مصرف شده مطرح نشده است. همین مساله باعث شد که بسیاری از سیستمهای تصویر بردار سه بعدی سطح مغز، از روشهای با حضور کاربر استفاده کنند. در این روش بدین دلیل که کاربر بر عملیات جداسازی نظارت می کند، صحت معرفی دقیق بافت به رایانه معمولاً مورد اعتماد است اما این مساله زمان زیادی در فرآیند مدلسازی سه بعدی مغز را در تعداد زیادی از مقاطع صرف می کند [۱۳]، [۱۴].

سیستمهای تصویر بردار تشدید مغناطیسی محدودیت چندانی در تولید مقاطع با فاصله کم ندارند. اما یک راه حل مناسب برای حداقل کردن زمان بازسازی این مدلها این است که جداسازی بافت مغز در تعداد کمتری از مقاطع صورت گیرد. سپس با استفاده از روشهای درون یابی بین مقاطع، رایانه به صورت اتوماتیک مقاطع میانی را درون یابی نماید. اگر زمان لازم برای درون یابی، در مقایسه با زمان لازم برای جداسازی بافتها در این مقاطع میانی بسیار کمتر باشد، در نتیجه زمان کلی فرآیند بازسازی نیز کم خواهد شد. بدیهی است در صورت استفاده از روشهای درون یابی، با زیاد شدن سرعت فرآیند مدلسازی، از کیفیت تصویر کاسته می شود. در این تحقیق نشان دادیم که تا فاصله بین مقاطع ۳ میلیمتر از تصاویر تشدید مغناطیسی با تعداد المان تصویر مقطعی 256×256 که اندازه هر المان این تصویر ۱ میلیمتر مربع است، مدل سه بعدی کورتکس، کیفیت خود را در حد قابل قبولی حفظ می کند. استفاده از درون یابی بین مقاطع در کاربردهایی که مقاطع میانی در دسترس نیستند لازم است. در غیر این صورت مدل سه بعدی نهایی به صورت غیر یکنواخت در جهت محور تصویر برداری مقطعی بازسازی خواهد شد.

روشهای مختلفی برای درون یابی بین مقاطع

1 - Segmentation 2 - Visualization 3 - shape-based interpolation 4 - Distance function

5 - Morphological operators 6 - Bitwized operation 7 - Ray tracing 8 - Ray casting 9 - Region growig

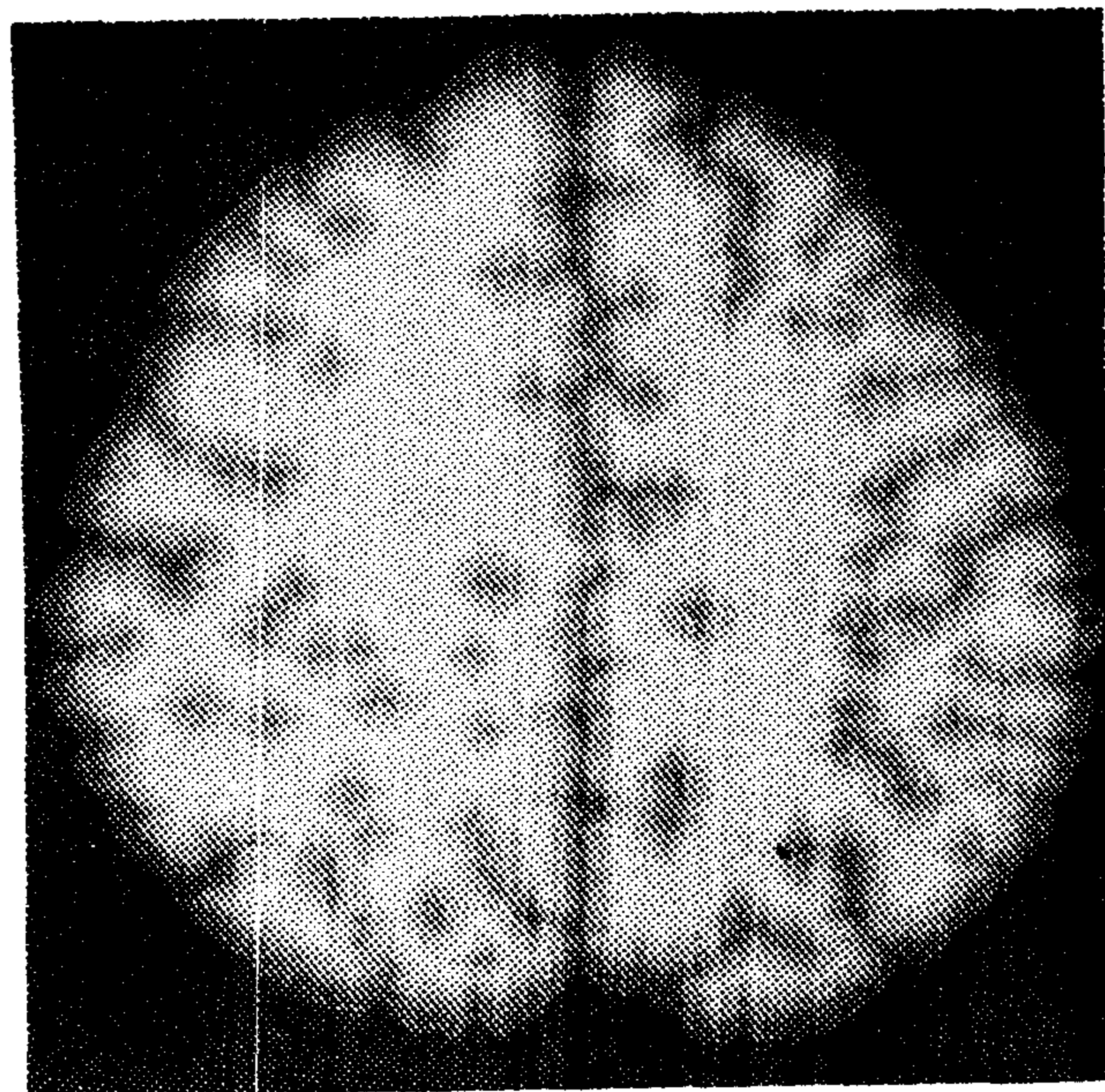
10 - Thresholding

دوم با استفاده از الگوریتم درون یابی بر اساس شمالی را بررسی خواهیم کرد.

تخمین تابع فاصله با استفاده از عملگرهای مرفولوژی

تابع فاصله بر این اساس تعریف می شود که به المانهای تصویری روی کاتوره های سیاه و سفید در تابع فاصله مقدار صفر، به المانهای تصویری روشن داخل مقدار مثبت و به المانهای دیگر مقدار منفی تعلق می گیرد. فاصله بین المانهای تصویر بر اساس فاصله شطرنجی تعریف شد [۱۶]. بنابراین هر چه فاصله المان تصویری از کاتور بافت بیشتر باشد، در تابع فاصله با مقدار بیشتری ظاهر خواهد شد.

بر اساس خواص عملگر فرسایش^(۳)، الگوریتمی برای تخمین تابع فاصله پیشنهاد شد. الگوریتم پیشنهادی به این شرح است: ابتدا تمام المانهای تصویر تابع فاصله مقدار ۱۲۸ می گیرند. بعد از آن بر روی تصویر سیاه و سفید اصلی پنج مرتبه عمل فرسایش با المان ساختاری مربعی ۳×۳ انجام می شود. در هر بار عمل فرسایش، المانهای تصویری تابع فاصله متناظر با المان روشن از تصویر سیاه و سفید یک واحد اضافه می شوند. به منظور تخمین فواصل خارج بافت همین فرآیند بر روی متمم تصویر سیاه و سفید اولیه تکرار می شود [۷]. با این تفاوت که این بار المانهای تصویری تابع فاصله در هر بار عمل فرسایش یک واحد کم می شوند.



شکل ۱: نتیجه تخمین تابع فاصله بر روی تصویر جداسازی شده بافت مغز.

از آن، بافت میانی از تصاویر جداسازی شده تخمین زده می شود. روشهای مختلفی برای این منظور مطرح شده است که عموماً می توان آنها را به سه دسته تقسیم کرد: (۱) درون یابی قابل انعطاف دینامیک^(۱): با تعریف میدانهای نیرو، سعی می شود تا یک کاتور چنان تغییر شکل پیدا کند که شبیه کاتور متناظر از مقطع دیگر باشد.

(۲) درون یابی بر اساس مرفولوژی^(۲): در این روش با بکارگیری عملگرهای مرفولوژی، بر مبنای خصوصیات شکلی دو تصویر، بافت مورد نظر در یک مقطع به فرمی که بیشترین شباهت را به بافت مقطع دیگر داشته باشد، تغییر شکل داده می شود.

(۳) درون یابی بر اساس شمالی: در این روش، تابع فاصله دو تصویر سیاه و سفید پشت سر هم بافت تخمین زده می شوند. سپس، با درون یابی خطی بین تصاویر با سطوح خاکستری، مقاطع میانی محاسبه شده و در پایان با عملگر آستانه ای، تصاویر سیاه و سفید مربوطه تخمین زده می شوند.

درون یابی قابل انعطاف دینامیک سازگاری خوبی با بسیاری از کاربرها دارد ولی پیاده سازی آن پیچیده بوده و زمان محاسبه طولانی، کاربرهای عملی آنرا محدود کرده است. پیاده سازی الگوریتم درون یابی بر اساس شمالی آسان است، اما این روش در مواردی که بین دو مقطع سطح مشترک وجود نداشته باشد درست عمل نمی کند. مزیت درون یابی بر اساس مرفولوژی این است که در صورتی که بین دو مقطع سطح مشترکی وجود نداشته باشد نیز درست عمل می کند [۱۵].

در این تحقیق از درون یابی بر اساس شمالی استفاده شد. دلیل انتخاب این بود که بین بافت مغز در تمام تصاویر پشت سر هم موجود، سطح مشترک وجود دارد. دیگر اینکه در درون یابی بر اساس مرفولوژی، لبه های تیز بافت مغز در مقاطع میانی نرم می شوند که باعث اثرات مات شدن در مدل سه بعدی نهایی می شود [۱۵]. مهمترین بخش در درون یابی بر اساس شمالی تخمین تابع فاصله است. در این بخش ضمن بیان الگوریتم پیشنهاد شده برای تخمین تابع فاصله با استفاده از عملگرهای مرفولوژی، نتایج درون یابی بافت مغز از تصاویر جداسازی شده دسته

خطی^(۴)، اثرات پایین گذر^(۵) روشهای درون یابی خطی را جبران کردند.

در این تحقیق از درون یابی خطی برای تخمین توابع فاصله در مقاطع میانی استفاده شد. بنابراین از آنجا که بین هر دو مقطع با فاصله ۳ میلیمتر، دو مقطع درون یابی می شود، تعداد ۱۲۰ تصویر با سطوح خاکستری بدست آمد.

استفاده از عملگر آستانه ای برای آشکار سازی بافتهای میانی

با تعریف سطح آستانه ۱۲۸، تمام تصاویر درون یابی شده در مرحله قبل با استفاده از عملگر آستانه ای به تصاویر سیاه و سفید که بیانگر بافت مغز هستند تبدیل شدند. در شکل ۲ نتیجه اعمال الگوریتم درون یاب با این روش نشان داده شده است. شکل ۲ سطر اول از ستون اول، بافت مغز جداسازی شده از مقطع شماره ۱۰ تصاویر مقطعی دسته دوم و شکل ۲ سطر دوم از ستون دوم، بافت مغز جداسازی شده از مقطع شماره ۱۱ همان دسته را نشان می دهد. شکل ۲ سطر اول از ستون دوم و سطر دوم از ستون اول مقاطع میانی درون یابی شده با این روش را نشان می دهند. شکلها گویای این واقعیت است که الگوریتم درون یاب، مقاطع میانی بافت پیچیده مغز را با دقت مناسبی درون یابی نموده است.

به جلوه در آوردن سطح کورتکس در فضای سه بعدی پس از آشکار سازی کانتورها برای کل مقاطع از تصاویر سیاه و سفید بافت مغز، بسته به موقعیت چشم در فضای سه بعدی، این اطلاعات به سیستم مختصات مشاهده^(۶) مشاهده منتقل شدند [۷]. از دو روش تعقیب اشعه و عبور اشعه برای این منظور استفاده شد. اشعه به صورت مدلی ریاضی از یک پرتو تعریف می شود که از فاصله خیلی دور از جسم، پس از عبور از صفحه مشاهده به عنصر حجمی مورد نظر می رسد [۱۹]. در این بخش دو روش بکار گرفته شده برای به جلوه در آوردن سطح پیچیده کورتکس بیان شده و مقایسه ای بین کیفیت و زمان بازسازی در هر دو روش خواهیم داشت.

عملگر فرسایش از آنجا که بر مبنای عملیات منطقی مربوط به یک بیت پایه گذاری شده است سرعت فوق العاده بالایی دارد. اما زمان محاسبه برای تخمین تابع فاصله در صورت تکرار زیاد آن بالا می رود. از طرف دیگر، در این کاربرد، شکل بافتها به گونه ای است که تخمین فواصل المانهای تصویری نسبتاً دور از مرزهای بافت، تاثیری در نتیجه نهایی درون یابی بر اساس شمایل نخواهد داشت. به همین خاطر با روش سعی و خطا تعداد ۵ بار تکرار عملگر فرسایش مناسب تشخیص داده شد. در شکل ۱ نتیجه اعمال این الگوریتم بر روی تصویر بافت مغز جداسازی شده از مقطع شماره ۱۰ از تصاویر تشدید مغناطیسی سری دوم نشان داده شده است. الگوریتم تخمین تابع فاصله با استفاده از عملگرهای مرفولوژی بر روی تمام مقاطع بافت مغز از تصاویر جداسازی اعمال شد. بدین صورت تعداد ۴۰ تصویر با سطوح خاکستری که معرف تابع این بافت در هر مقطع هستند بدست آمد.

درون یابی بین تصاویر با سطوح خاکستری

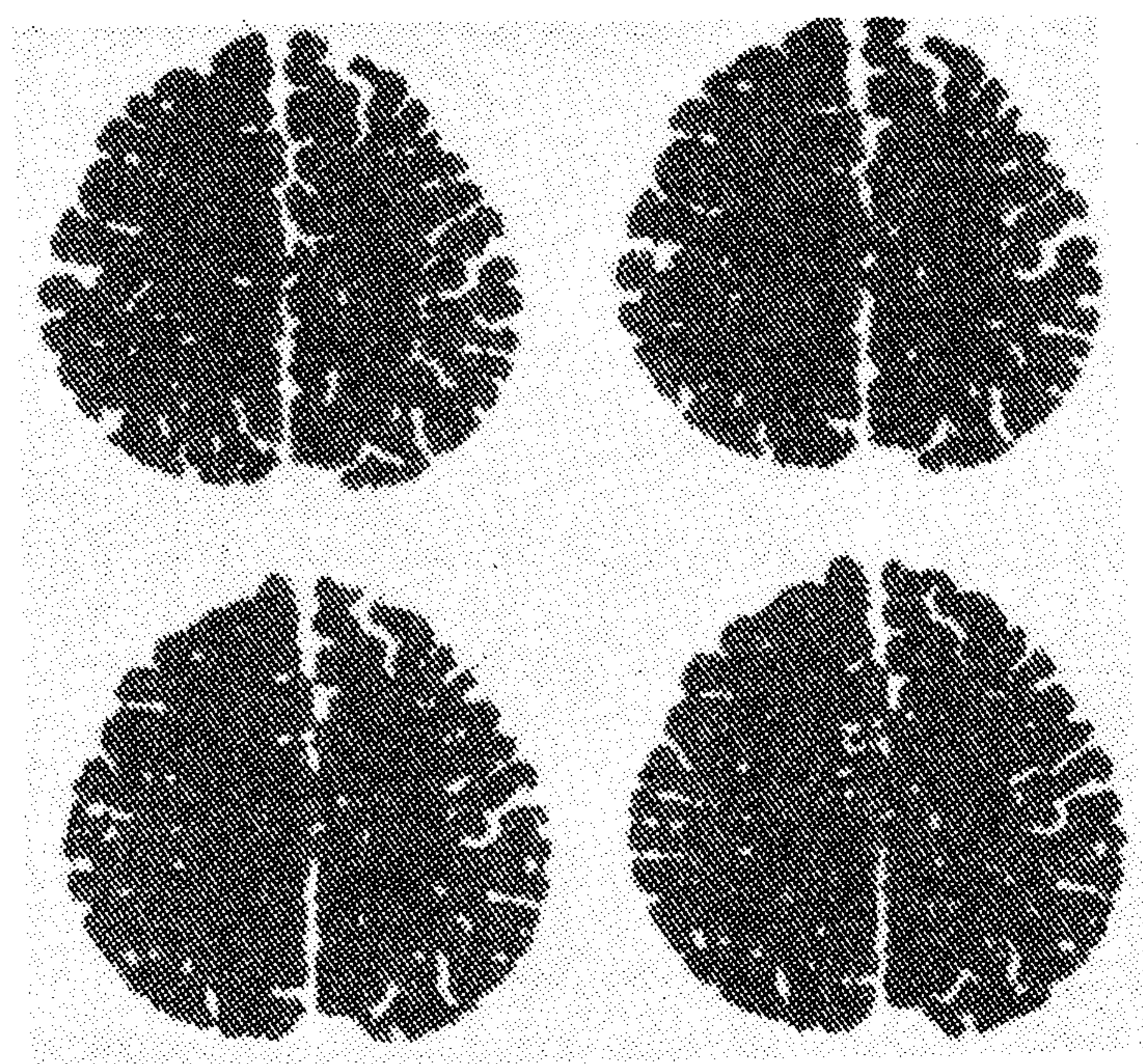
عبارت از روشی برای تخمین مقاطع میانی از تصاویر با سطوح خاکستری است. یکی از این روشها درون یابی خطی است. اگر $I_k(x,y)$ تصویر شماره k ، $I_{k+n}(x,y)$ تصویر شماره $k+n$ باشد، $n-1$ مقطع میانی از رابطه (۱) تخمین زده می شوند [۱۷].

$$I_{k+i}(x,y) = \frac{i}{n} I_k(x,y) + \frac{n-i}{n} I_{k+n}(x,y) ; i=1, 2, \dots, n-1 \quad (1)$$

این نوع درون یابی باعث نرم شدن لبه های تصویر و حذف مشخصات فرکانس بالای تصاویر درون یابی شده می شود [۱۷]. به همین دلیل روشهایی به منظور جبران این اثر مطرح شده است. به عنوان مثال گشتاسبی^(۱) و همکاران [۱۸] در سال ۱۹۹۲ میلادی روشی را ارائه دادند که بر مبنای آن شبیه ترین المانهای دو تصویر اصلی، از طریق یک سری قوانین جور بودن^(۲) در الگوریتم درون یابی خطی شرکت می کنند. یا هیگینز^(۳) و همکاران [۱۷] در سال ۱۹۹۶ میلادی با استفاده از صافی های غیر

روش تعقیب اشعه

در روش تعقیب اشعه، فاصله نزدیکترین عنصر حجمی منتقل شده به سیستم مختصات مشاهده، بر روی



شکل ۲: نتیجه درون یابی بر اساس شمال بر روی بافت مغز.

صفحه تصویر در محل معین ذخیره می شود. این تصویر دو بعدی که به آن اصطلاحاً بافر z -^(۱) گفته می شود، مدل را معرفی می کند. روشهای نورپردازی این تصویر دو بعدی، عموماً به عنوان سایه روشن زدن بر اساس سطوح خاکستری^(۲) شناخته می شوند. اساس کار این روشها ارائه مدلی بر مبنای بافر z - و گرادیانهای آن در جهت محورهای تصویر برداری است [۷].

روش عبور اشعه

در روش عبور اشعه، مدل های سه بعدی بر مبنای عناصر حجمی در عبور اشعه از داخل حجم معرفی می شوند. مقدار سطح خاکستری هر عنصر در تصویر نگاشته شده، تابعی است از کل عناصر حجمی که در مسیر عبور اشعه قرار گرفته اند. اگر این تابع به صورت میانگین سطوح خاکستری چند المان جلویی از ابتدای برخورد اشعه تعریف شود، به این روش سایه روشن زدن انتگرال^(۳) می گویند [۱۶]. این روش سایه روشن زدن تصویر در شکل ۳ نمایش داده شده است بافت مغز از تصاویر مغناطیسی به صورت تیره و بافتهای دیگر به

صورت روشن نمایش داده شده اند. کانتور بافت مغز با خط تیره پر رنگ در شکل مشخص است. امتداد میانگین گیری المانهای تصویری در حاشیه داخلی بافت مغز در جهت بردار مشاهده مشخص شده است. بومانز و همکاران [۶] در سال ۱۹۹۰ میلادی نشان دادند که برای مدل سازی سه بعدی سطح کورتکس در صورت بروز خطا در موقعیت چند المان تصویر در محل کانتور بافت مغز نتیجه نهایی تغییر چندانی نمی کند [۶]. این مطلب به دلیل خاصیت میانگین گیری در روش سایه روشن زدن انتگرال است.

سایه روشن زدن بر اساس سطوح خاکستری برای بافتهایی مثل پوست و استخوان که فاقد پیچیدگی های بافت مغز در تصاویر تشدید مغناطیسی هستند مناسب است [۷]. در این کاربرد که دقت بالا در به جلوه در آوردن سطح کورتکس مورد نیاز است، این روش مناسب نیست. به همین منظور از سایه روشن زدن انتگرال، برای این کاربرد استفاده می شود [۶]. به منظور اثبات این خاصیت، هر دو روش پیاده سازی شدند. در سایه روشن زدن بر اساس گرادیان، ضرائب مربوط به پارامترها توسط کاربر آنقدر تغییر داده می شود که بهترین تصویر از لحاظ نمایش دقیقتر اطلاعات در فضای سه بعدی بدست آید [۷]. در سایه روشن زدن بر اساس انتگرال، با روش سعی و خطا، میانگین ۱۰ المان حجمی بهترین کیفیت را تولید کرد.

به منظور مقایسه، از تصاویر تشدید مغناطیسی سری اول که فاصله بین مقاطع آنها ۱ میلی متر است، استفاده شد. به این ترتیب از بروز هر گونه قضاوت نادرست که ممکن است ناشی از اثرات نرم شدن^(۴) لبه های تصاویر درون یابی شده باشد، جلوگیری می شود. در شکل ۴ سمت راست، نتیجه اعمال روش تعقیب اشعه و در شکل ۴ سمت چپ، نتیجه اعمال روش عبور اشعه نشان داده شده است. مقایسه ظاهری این دو مدل، بیانگر مناسب بودن کیفیت بازسازی در روش عبور اشعه است. پس از استخراج کانتورهای دور بافت مغز از تمام تصاویر، بازسازی مدل سه بعدی مغز با هر دو روش انجام شد. زمان بازسازی در روش تعقیب اشعه حدود ۵ ثانیه و با احتساب دخالت کاربر در بهبود جهت نورپردازی در هنگام سایه روشن زدن تصویر و استفاده از صافی میانه^(۵)

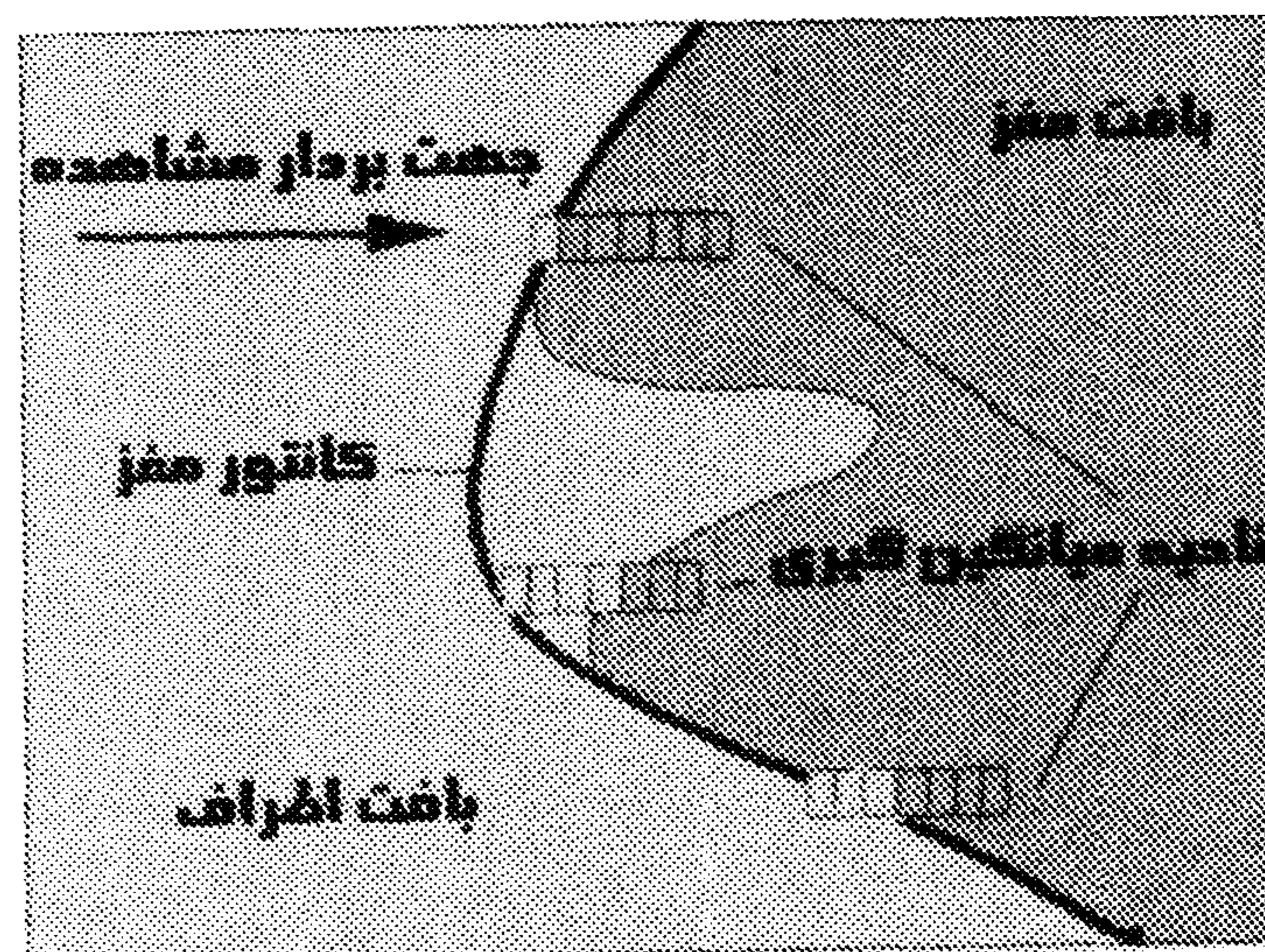
الگوریتم کلی

در روش تعقیب اشعه، دانستن مختصات کاتوره‌های بافت در تمام مقاطع برای مدلسازی کافی است. اما در روش عبور اشعه، علاوه بر داشتن این اطلاعات، وجود تصاویر میانی مقاطع تشدید مغناطیسی نیز لازم است. چون در این فرآیند، مدل بر اساس میانگین المانهای حجمی در جهت پرتو از ابتدای کاتور، معرفی می‌شود. بنابراین، از الگوریتم درون یاب خطی و با استفاده از رابطه (۱) مقاطع میانی تخمین زده شدند. در شکل ۵ الگوریتم کلی نشان داده شده است. با اعمال الگوریتم درون یابی بر اساس شمایل بر روی تصاویر بافت مغز که از تصاویر تشدید مغناطیسی جداسازی شده‌اند، کاتوره‌های تمام مقاطع محاسبه می‌شوند. با اعمال الگوریتم درون یاب خطی بر روی تصاویر تشدید مغناطیسی، تصاویر تشدید مغناطیسی میانی نیز تخمین زده می‌شوند. با استفاده از این تصاویر تشدید مغناطیسی و کاتوره‌های دور بافت مغز در کل مقاطع، مدل سه بعدی با روش عبور اشعه بازسازی می‌شود.

نتایج

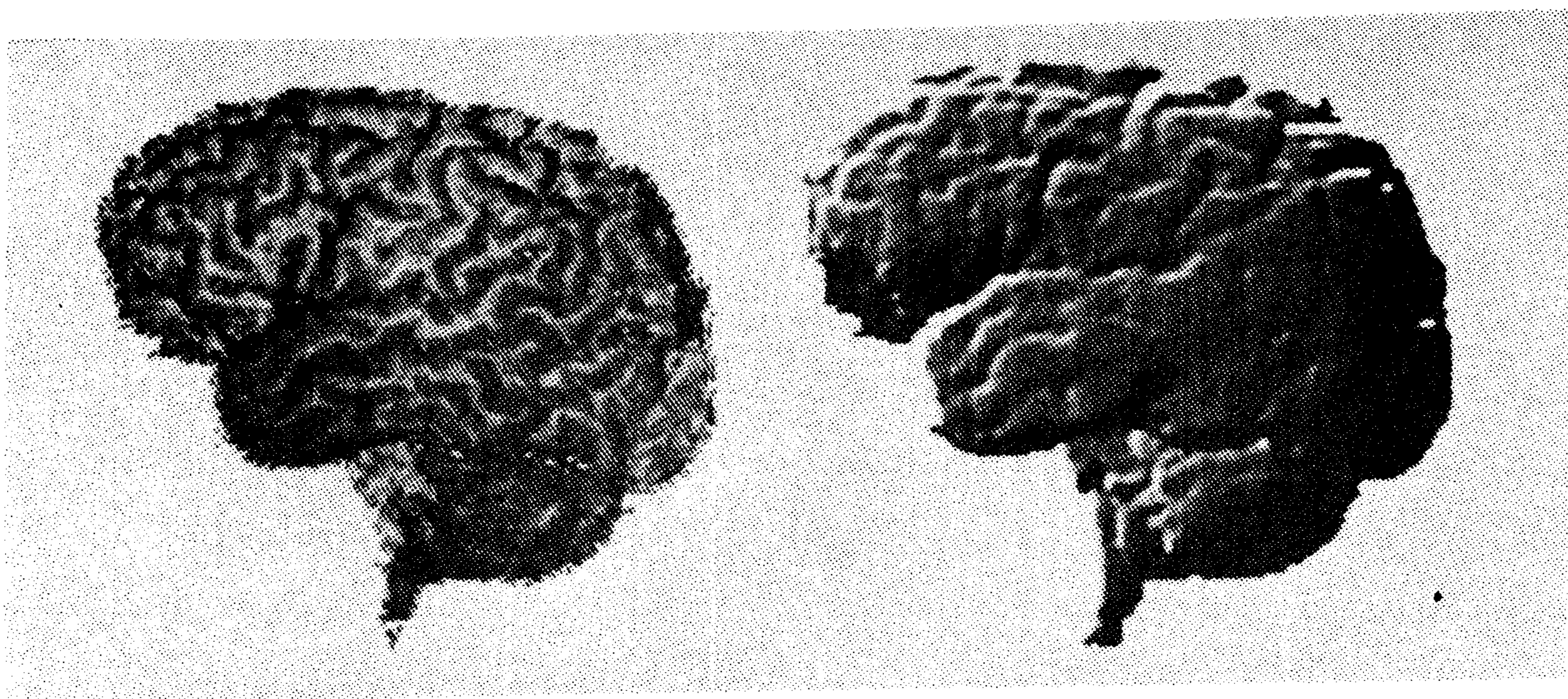
الگوریتم بر روی تصاویر تشدید مغناطیسی سری دوم با فاصله بین مقاطع ۳ میلی‌متر اعمال شد. مدل سه بعدی کورتکس از ۶ جهت دید مختلف بازسازی شد (شکل ۶). تغییرات بافت مغز در ناحیه گیجگاهی^(۱) از تصویر ردیف

برای حذف نویزهای تصویر [۷] حدود یک دقیقه است. زمان بازسازی مدل سه بعدی در روش عبور اشعه با توجه به اینکه نیازی به دخالت کاربر در انجام سایه روشن زدن تصویر نیست حدود دو دقیقه است. علت بیشتر بودن زمان بازسازی در این روش به میزان بیش از ۱۰ برابر روش تعقیب اشعه، بدون دخالت کاربر سایه روشن زدن، این

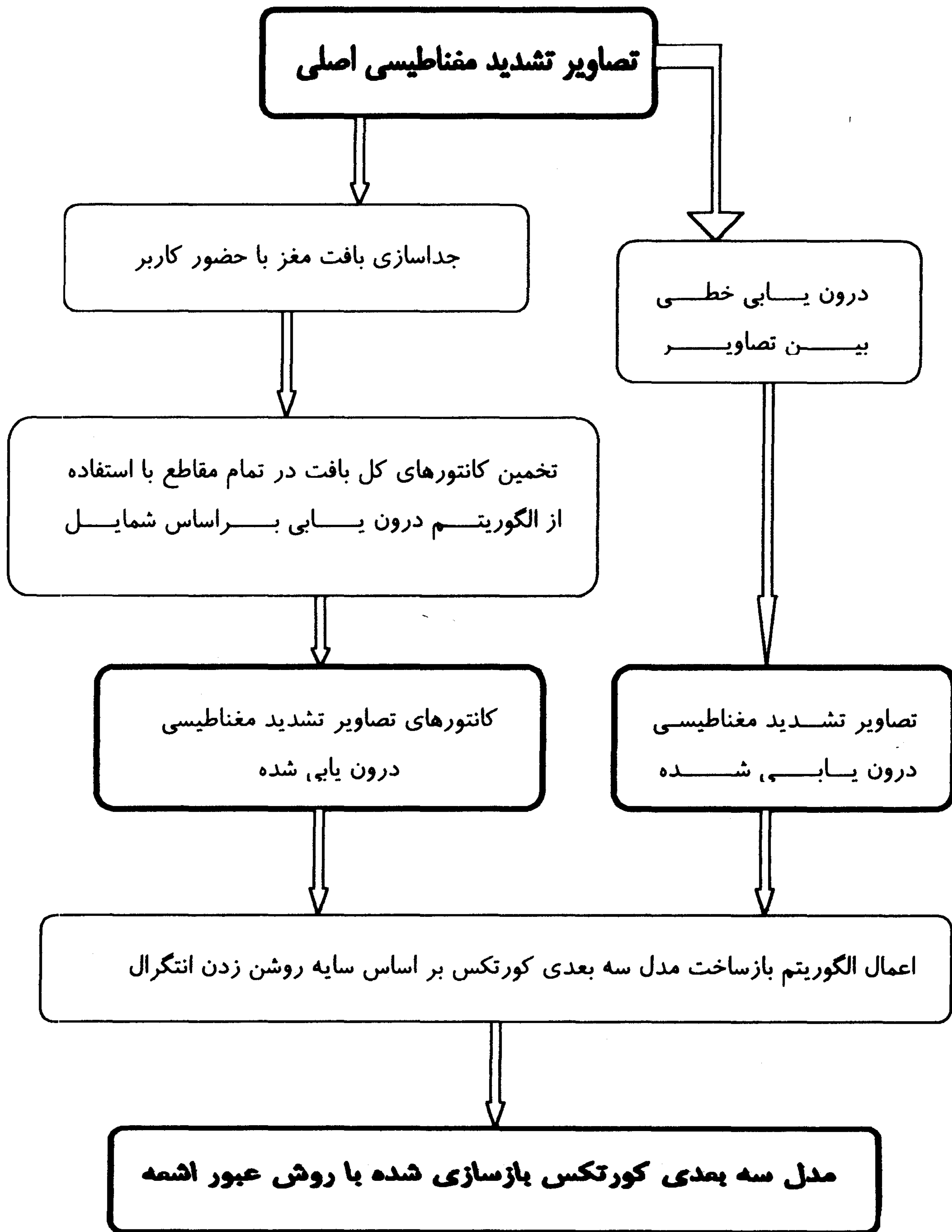


شکل ۳: سایه روشن زدن انتگرال، قسمت تیره نمایانگر بافت مغز و قسمت روشن بافت اطراف آنست. جمع المانهای تصویری با مربعهای پشت سرهم نمایش داده شده است. خط تیره رنگ نمایانگر کاتور بافت است.

است که به دلیل محدودیت استفاده از حافظه، برنامه نویسی به گونه‌ای بود که اطلاعات در هر مرحله میانگین گیری از دیسک سخت سیستم خوانده می‌شد. رایانه استفاده شده از نوع پنتیوم ۲۰۰ با ۳۲ مگابایت حافظه بود.



شکل ۴: سمت راست نتیجه اعمال روش تعقیب اشعه و سمت چپ نتیجه اعمال روش عبور اشعه است. بازسازی با تصاویر تشدید مغناطیسی سری اول انجام شده است.

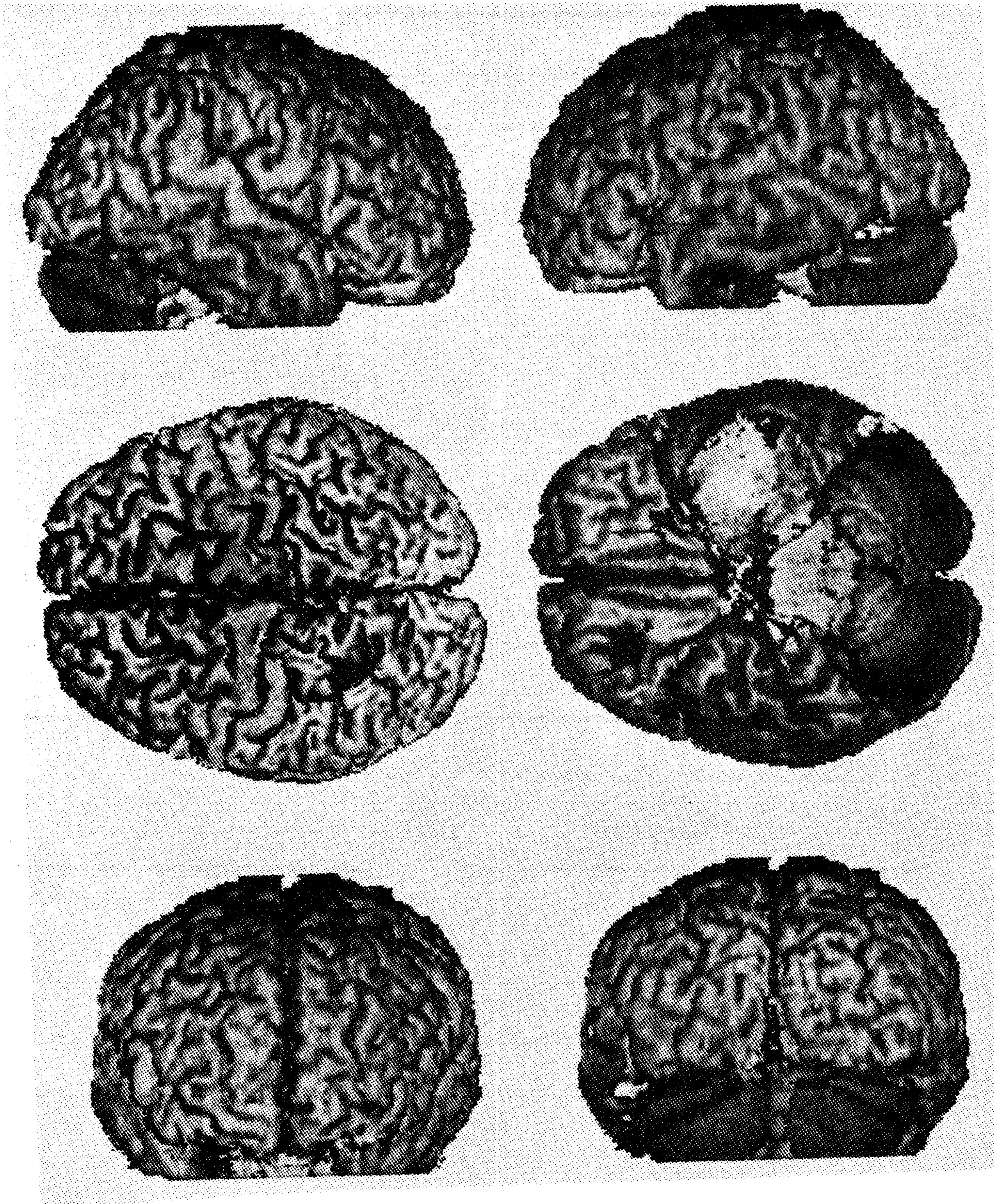


شکل ۵: الگوریتم کلی بازساخت مدل سه بعدی سطح کورتکس .

عملگرهای مرفولوژی، از دو جهت باید مورد توجه قرار گیرد.

(۱) در این روش نیاز به استفاده از الگوریتمهای جستجو که برای تخمین تابع فاصله بکارگرفته می شود نخواهد بود. بنابراین همیشه مطمئن هستیم که بدون قید و شرطهای معمول در الگوریتمهای جستجو، رایانه تابع فاصله را به صورت دقیق و بنا به نیاز این کاربرد، تخمین

دوم از ستون دوم، به فرم سه بعدی کاملاً واضح است. نمایش دقیق سطح کورتکس در مطالعات مربوط به مغز، مدیون روش عبور اشعه است. از جهت دیگر، وضوح تصویر به علت استفاده از درون یابی بر اساس شمایل است که در تخمین کانتور بافت های میانی، لبه های آن را با حداقل اثرات مات شدن محاسبه می کند. در این میان ارائه روش تخمین تابع فاصله با استفاده از



شکل ۶: مدل‌های سه بعدی سطح کورتکس که با الگوریتم مطرح شده بازسازی شده اند. بازساخت این مدل‌ها از روی تصاویر تشدید مغناطیسی سری دوم با فاصله بین مقاطع ۳ میلی‌متر انجام شد.

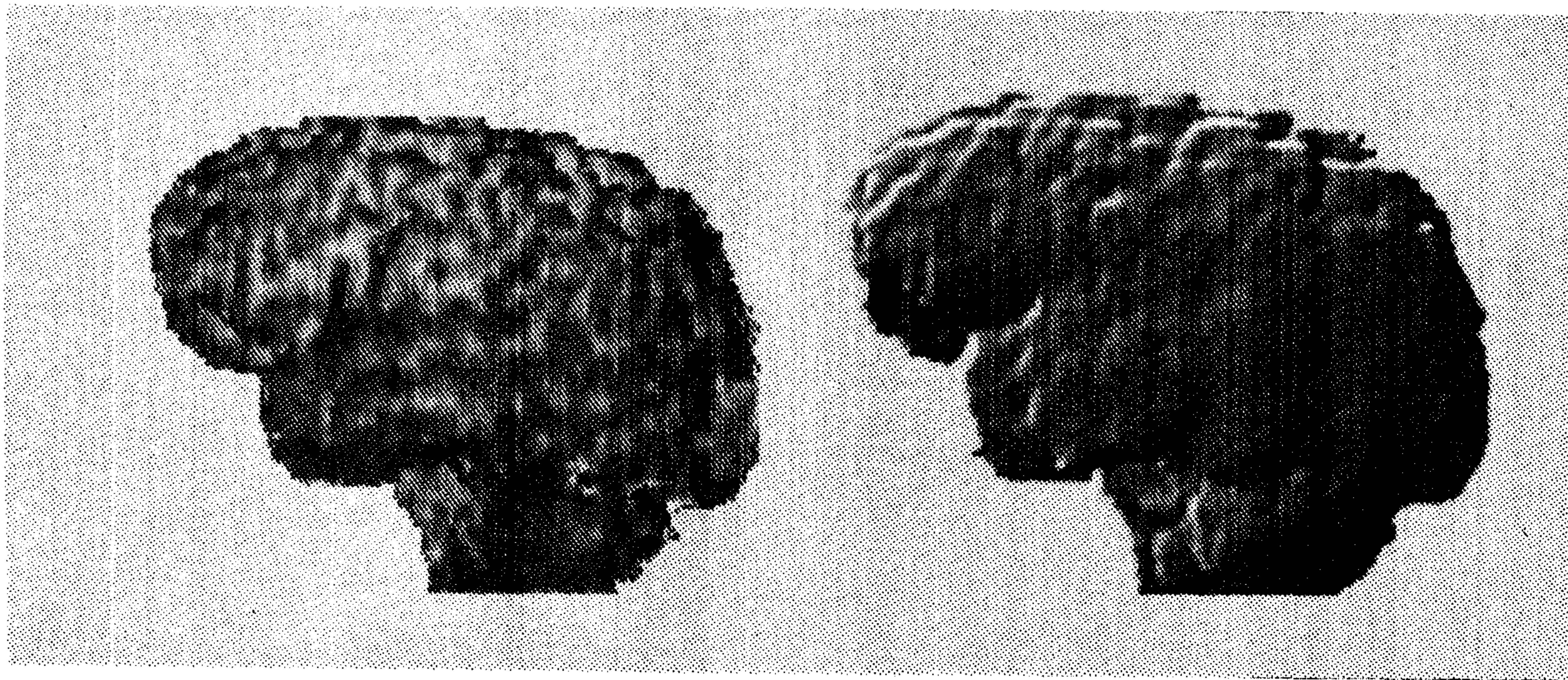
اصلی بازسازی را که مربوط به جداسازی این بافت است، به صورت تئوریک تا حدود یک سوم کاهش می‌دهد. در ادامه توضیح خواهیم داد که اگر کاربر تعداد بیشتری از تصاویر را جداسازی نماید این نسبت به مراتب بیشتر خواهد شد.

درون یابی بر اساس شمایل زمانی درست نتیجه می‌دهد که بین دو بافت جداسازی شده در هر مقطع سطح مشترک وجود داشته باشد. اما براساس دسترسی به سرعت بالا در محاسبه تابع فاصله، این تابع با استفاده از

خواهد زد که این خود ناشی از سادگی الگوریتم تخمین فاصله با استفاده از عملگرهای مفید مرفولوژی است. (۲) استفاده از عملگرهای مرفولوژی سرعت انجام محاسبات را بسیار زیاد خواهد کرد و این بدان دلیل است که این عملگرها بر اساس عملیات مربوط به یک بیت از تصاویر سیاه و سفید بنا شده‌اند. با توجه به این واقعیت که جداسازی بافت مغز از تعداد زیادی از تصاویر تشدید مغناطیسی، بدلیل دخالت کاربر، کاری پر زحمت و وقت‌گیر است، استفاده از این روش درون یابی، زمان

مدلسازی سه بعدی با روش عبور اشعه به دو دسته از اطلاعات بافت مغز نیاز دارد. (۱) کانتورهای دور بافت در تمام مقاطع (۲) تصاویر تشدید مغناطیسی در تمام مقاطع. در پاراگراف قبل اشاره کردیم که الگوریتم درون یابی تا فاصله بین مقاطع ۵ میلیمتر، کانتورهای بافت مغز را نزدیک به واقعیت درون یابی می کند. اما تصاویر تشدید مغناطیسی در صورت در دسترس نبودن باید درون یابی شوند. در این تحقیق از درون یابی خطی برای تخمین این مقاطع میانی استفاده شد. اما این نوع درون یابی، تصاویر میانی را در فاصله ۵ میلیمتر با حالت مات شدن زیاد محاسبه خواهد کرد. این مطلب در شکل ۷ سمت چپ نشان داده شده است. در این شکل بافت مغز با روش عبور اشعه از تصاویر درون یابی شده خطی با فاصله ۵ میلیمتر بازسازی شده است. مقایسه این شکل با شکل ۴ سمت چپ نشان دهنده این است که درون یابی خطی بین تصاویر تشدید مغناطیسی قابلیت خوبی در محاسبه مقاطع میانی در فاصله ۵ میلیمتر ندارد. برای گریز از این حالت دو راه حل پیشنهاد می شود. راه حل اول این است که از روشهای غیر خطی درون یابی بین تصاویر تشدید مغناطیسی استفاده کرد [۱۷] و [۱۸]. راه حل دوم زمانی پیشنهاد می شود که تصاویر تشدید مغناطیسی با فاصله بین مقاطع برابر اندازه المان تصویری تصاویر مقطعی در دسترس باشند (مشابه سری اول تصاویر تشدید مغناطیسی در این تحقیق). در این صورت برای حداقل شدن زمان مدل سازی باید ابتدا بافت مغز را در کسری از مقاطع تصاویر

پنج بار فرسایش تخمین زده شد. بنابراین این تابع فقط در اطراف سطح داخلی و خارجی کانتور مغز صحیح تخمین زده می شود. در این صورت برای کارکرد مناسب درون یابی بر اساس شمایل می باید سطح مشترک بین دو بافت در هر مقطع در نواحی اطراف کانتور مغز وجود داشته باشد. به منظور بررسی صحت الگوریتم درون یابی در مواقعی که فواصل بین دو بافت بیشتر از ۳ میلیمتر است آزمایشی ترتیب داده شد. بدین صورت که از تصاویر سری اول تشدید مغناطیسی از هر ۵ مقطع یک مقطع انتخاب شد. در این مرحله تعداد ۵۱ تصویر با فاصله بین مقاطع ۵ میلیمتر بدست آمد. الگوریتم درون یابی بر اساس شمایل بر روی بافت مغز جداسازی شده اعمال شد و بافت مغز با روش تعقیب اشعه در فضای سه بعدی به جلوه در آمد. نتیجه این مدل سازی در شکل ۷ سمت راست آمده است. مقایسه این مدل با مدل شکل ۴ سمت راست که بدون درون یابی بین مقاطع جداسازی شده بافت مغز حاصل شده است گویای این است که الگوریتم درون یابی بر اساس شمایل تا فاصله ۵ میلیمتر کانتورهای این بافت را با کیفیتی درون یابی می کند که شمای سه بعدی آن فقط اندکی مات می شود. بنابراین استفاده از ۵ بار عمل فرسایش در تخمین تابع فاصله در فاصله بین مقاطع ۵ میلیمتر کافی است. لازم به یادآوری است که تکرار بیش از اندازه عملگر فرسایش برای تخمین فواصل دور از کانتور مغز فقط زمان درون یابی را زیاد کرده و در نتیجه نهایی تاثیری نخواهد داشت.



شکل ۷: سمت راست نتیجه اعمال روش تعقیب اشعه و سمت چپ نتیجه اعمال روش عبور اشعه است. بازسازی با اعمال الگوریتم مطرح شده از تصاویر تشدید مغناطیسی سری اول انجام شد. با این تفاوت که از هر ۵ مقطع یک مقطع انتخاب شده است.

کورتکس دارد. استفاده از درون یابی بر اساس شمالی برای بافت مغز از مقاطع جداسازی شده تصاویر تشدید مغناطیسی تا فاصله بین مقاطع ۳ میلیمتر در صورتی که اندازه المان تصویر ۱ میلیمتر مکعب باشد، مدل سه بعدی کورتکس را با اندکی مات شدن بازسازی خواهد نمود. اگر این واقعیت را بپذیریم که کل زمان بازساخت مدل سه بعدی کورتکس تقریباً برابر زمان مصرف شده برای جداسازی بافت مغز از مقاطع تصاویر تشدید مغناطیسی با حضور کاربر است، در این صورت سرعت مدلسازی در این روش با در نظر گرفتن محدودیتهای کاربر در جداسازی از تعداد زیادی از مقاطع، به نسبت تقریبی ۳ برابر برای دسته دوم تصاویر و ۸ برابر برای دسته اول تصاویر که از میان آنها مقاطع با فاصله ۵ میلیمتر انتخاب شده‌اند، بیشتر خواهد شد. استفاده از درون یابی در مواقعی که تصاویر تشدید مغناطیسی میانی در دسترس نیستند اجتناب ناپذیر است که در این صورت با توجه به قابلیت‌های این روش مدلسازی، الگوریتم این تحقیق پیشنهاد می‌شود. در فاصله بین مقاطع بیشتر از ۳ میلیمتر، درون یابی بر اساس شمالی، کانتورهای دور بافت مغز را در مقاطع میانی به صورت دقیق تخمین خواهد زد. اما روشهای غیر خطی درون یابی تصاویر تشدید مغناطیسی برای استفاده در الگوریتم پیشنهاد می‌شود [۱۷]، [۱۸].

قدردانی

از دکتر ابوالفضل وحید شهیدی به خاطر راهنمایی‌های ارزنده ایشان تشکر می‌شود. از پروفسور جی. بروس پایک،^(۱) دانشگاه مک گیل، کانادا به دلیل در اختیار گذاشتن تصاویر سریال تشدید مغناطیسی، قدردانی می‌شود. از زحمات دکتر حمید سلطانیان زاده، انسیتو الکتروتکنیک دانشکده فنی، دانشگاه تهران، سپاسگذاریم.

جداسازی نمود. به عنوان مثال در این تحقیق فقط مقاطعی جداسازی می‌شوند که فاصله بین آنها ۵ میلیمتر است. کانتورهای دور بافت مغز با الگوریتم درون یابی بر اساس شمالی درون یابی می‌شوند. اما در مدلسازی سه بعدی با روش عبور اشعه، بجای درون یابی تصاویر تشدید مغناطیسی میانی از تصاویر تشدید مغناطیسی اصلی استفاده خواهد شد. در این صورت زمان بازسازی مدل سه بعدی کورتکس با احتساب اینکه زمان بازساخت این مدل تقریباً برابر زمان جداسازی بافت مغز با حضور کاربر است به نسبت یک پنجم کاسته خواهد شد. با توجه به این واقعیت که در سایه روشن زدن انتگرال، خاصیت میانگین‌گیری المانهای حجمی لزوم تخمین دقیق کانتورها در حد موقعیت چند المان تصویری را برطرف می‌کند، این روش برای مدلسازی دقیق کورتکس با سرعت بالا پیشنهاد می‌شود.

در این تحقیق یک رابط نرم افزاری گرافیکی برای جداسازی سریع بافتها از تصاویر پشت سر هم پیاده سازی شد که موضوع مقاله دیگری است. در صورت استفاده از این محیط، زمان جداسازی بافت مغز در هر مقطع بسته به تجربه کاربر و با رایانه ذکر شده حدود ۱۰ الی ۲۰ ثانیه در هر مقطع است. در تصاویر سری اول تشدید مغناطیسی، اگر کاربر بخواهد بافت مغز را از تمام ۲۵۶ تصویر جداسازی کند زمانی حدود یک ساعت وقت لازم است. این در صورتی است که کاربر به صورت مداوم تصاویر را پشت سر هم جداسازی نماید که با توجه به محدودیتهایی مانند خیره شدن به مانیتور، خستگی فکری و جسمی این زمان دو یا سه برابر خواهد شد. اما در صورت استفاده از الگوریتم درون یابی، زمان جداسازی حدود ۱۵ دقیقه طول می‌کشد که خستگی زیادی را نیز در بر نخواهد داشت. بنابراین با بکارگیری الگوریتم این تحقیق عملاً سرعت به جلوه درآوردن مدل سه بعدی کورتکس تا ۸ برابر افزایش خواهد یافت.

خلاصه

در این تحقیق نشان دادیم که روش عبور اشعه با سایه روشن زدن انتگرال قابلیت مناسبی در مدلسازی سه بعدی

مراجع

- 1 - Satava, R. M. (1995). "Virtual reality, telesurgery , and new world order of medicine." *J. of Image Guided Surgery*, 1(1), 12 - 16.
- 2 - Robb, R. A. and Barillot, C. (1989)."Interactive display and analysis of 3-D medical images." *IEEE Trans. on Med. Imaging*, 8, 217 - 226.
- 3 - Kobayashi, H., Kotoura, Y., Hosono, M., Fujimoto, R., Tsuboyama, T., Itoh, H. and Konishi, J.(1995). "3D-Spiral CT of multiple exostoses." *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 19(5), 419-422.
- 4 - Davey, B. L. K., Comeau, R. M., Munger, P., Pisani, L. J., Lacerte, D., Olivier, A. and Peters, T. M.(1994). "Multimodality interactive stereoscopic image - guided neurosurgery." *Proc. 3rd Int. Conf. on Visualization in Biomedical Computing*, A. Robb, ed., SPIE, Rochester, USA., 526 - 539.
- 5 - Henri, C. J., Pike, G. B., Collins, D. L., Peters, T. M. (1991). "Three - dimensional display of cortical anatomy and Vasculature: Magnetic resonance angiography versus multimodality integration." *J. Digital Imaging*, 4(1), 21-27.
- 6 - Bomans, M., Hohne K., Tiede, U. and Riemer, M. (1990). "3-D segmentation of MR images of the head for 3-D display." *IEEE Trans. Med. Imaging*, (9), 177-183.
- ۷ - ابراهیمی، آ. "مدلسازی سه بعدی سر انسان (Visualization) با استفاده از ریاضیات مرفولوژی برای جراحی مغز و اعصاب." پایان نامه کارشناسی ارشد، دانشکده فنی، دانشگاه تهران (۱۳۷۶).
- ۸ - ابراهیمی، آ. و شهزادی، س. "باز ساخت مدل سه بعدی سر با استفاده از ریاضیات مرفولوژی برای جراحی مغز." ششمین کنفرانس مهندسی برق ایران، دانشگاه خواجه نصیرالدین طوسی، کنترل و مهندسی پزشکی، ۱ - ۲۷۳ - ۲۸۱ (۱۳۷۷).
- ۹ - اشجعی، ب. و سلطانیان زاده، ح. "تفکیک بافتهای طبیعی و غیر طبیعی مغز انسان از روی تصاویر MRI با استفاده از شبکه های عصبی MLP." چهارمین کنفرانس مهندسی برق ایران، دانشگاه تهران، جلد ششم، ۱۰۰۶-۱۰۱۳ (۱۳۷۵).
- 10 - Colchester, A. C. F., Zhao, J., Holton-Tainter, K. S., Henri, C. J., Maitland, N., Roberts, P. T. E., Harris, C. G. and Evans, R. J. (1996)."Development and preliminary evaluation of VISLAN, a surgical planning and guidance system using intra-operative video imaging." *Medical Image Analysis*, 1, 73-90.
- 11 - Brummer, M. E., Mersereau, R. M., Eisner, R. L. and Lewine, R. J. (1993). "Automatic detection of brain contours in MRI data sets." *IEEE Trans. Med. Imaging*, 12, 153-166.
- 12 - Soltanian-Zadeh, H., Windham, J. P. and Chen, F. (1995). "Automatic contour extraction using multi-scale approach." *Proc. Int. Conf. on Medical Imaging, SPIE(2434)*, San Diego, California, 670-681.
- 13 - Peters, T. M., Davey, B., Munger, P., Comeau, R., Evans, A. and Olivier, A. (1996). "Three-dimensional multimodal image-guided for neurosurgery." *IEEE Trans. on Med. Imaging*, 15, 121-128.
- 14 - Zamarano, L., Jiang, Z. and Kadi, A. M. (1994). "Computer-assisted neurosurgery system: Wayne state university hardware and software configuration." *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 18(4), 257-271.
- 15 - Guo, J., Cai, Y. and Wang, Y. (1995). "Morphology-based interpolation for 3D medical image reconstruction." *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 19(3), 276-279.
- 16 - Gonzalez, R. C. and Woods, R. E. (1992). *Digital Image Processing*. Addison-Wesley.
- 17 - Higgins, W. E., Orlick, C. J. and Ledeb, B. E. (1996). "Nonlinear filtering approach to 3-D gray-scale image

- interpolation." *IEEE Trans. on Med. Imaging*, 15, 580-587.
- 18 - Goshtasby, A., Turner, D. A. and Ackerman, L. V. (1992). "Matching of tomographic slices for interpolation." *IEEE Trans. on Med. Imaging*, 11, 507-516.
- 19 - Barillot, C. (1993). "Surface and volume rendering techniques to display 3-D data." *IEEE Eng. in Med. and Biology*, 111-119.

واژه نامه

- | | |
|--------------------------------------|-------------------------------|
| 1 - Computerized Tomography (CT) | تصویرگری مقطعی رایانه‌ای |
| 2 - Magnetic Resonance Imaging (MRI) | روش تشدید مغناطیسی |
| 3 - Segmentation | جداسازی |
| 4 - Visualization | به جلوه درآوردن |
| 5 - shape-based interpolation | درون یابی براساس شمایل |
| 6 - Distance function | تخمین تابع فاصله |
| 7 - Morphological operators | عملگرهای مورفولوژی |
| 8 - Bitwized operation | عملیات منطقی یک بیت |
| 9 - Ray tracing | تعقیب اشعه |
| 10 - Ray casting | عبور اشعه |
| 11 - Region growig | رشد ناحیه |
| 12 - Thresholding | عملگر آستانه‌ای |
| 13 - Dynamic Elastic Interpolation | درون یابی قابل انعطاف دینامیک |
| 14 - Morphology-Based Interpolation | درون یابی براساس مورفولوژی |
| 15 - Erosion | عملگر فرسایش |
| 16 - Matching | قوانین جوربودن |
| 17 - Nonlinear filters | صافی های غیرخطی |
| 18 - Low pass | اثرات پایین گذر |
| 19 - Viewing plane | صفحه مشاهده |
| 20 - Grayscale shading | سطوح خاکستری |
| 21 - Integral shading | روش سایه روشن زدن انتگرال |
| 22 - Smoothing | نرم شدن |
| 23 - Median filter | صافی میانه |
| 24 - Temporal | گیجگاهی |