

مروری جامع بر بخش بندی تصاویر پزشکی تشدید مغناطیسی مغز انسان: روش‌ها، کاربردهای کلینیکی، مزایا و معایب

عباس بی‌نیاز^۱، عطاله عباسی^۲، موسی شمسی^۳

- ۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی گرایش بیوالکتریک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران
- ۲- استادیار مهندسی پزشکی گرایش بیوالکتریک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران
- ۳- استادیار مهندسی پزشکی گرایش بیوالکتریک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

آزمایشگاه علوم اعصاب محاسباتی، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند. آدرس الکترونیکی: CNLab@sut.ac.ir

چکیده:

بخش بندی تصویر را به بخش‌های مجزا تقسیم می‌کند که هر کدام از این بخش‌ها دارای سطوح روشنایی یکنواختی هستند. در دهه‌های اخیر روش‌هایی فراوانی برای بخش بندی بکار رفته‌اند. در این نوشته ارزیابی جامعی روی این روش‌های اتوماتیک یا نیمه اتوماتیک انجام می‌شود؛ و مزایا، معایب و کاربرد هر کدام مورد بررسی قرار خواهد گرفت. علاوه بر این مروری بر روش‌های تصویر برداری پزشکی خواهد شد؛ از بین روش‌های تصویر برداری موجود، تصویر برداری تشدید مغناطیسی یا (Magnetic Resonance Imaging) MRI، یکی از بهترین و کم خطرترین روش‌های تصویر برداری پزشکی است. این تصاویر از وضوح بالایی برخوردارند؛ اگرچه حضور عواملی مانند ناهمگنی میدان مغناطیسی، بخش بندی را مختل می‌کند؛ اما در ادامه روش‌های مقابله با آن و سپس انواع روش‌های بخش بندی تصاویر MR مغز انسان مورد بررسی قرار خواهد گرفت.

واژه های کلیدی: روش‌های تصویر برداری پزشکی، تصاویر تشدید مغناطیسی، ناهمگنی میدان مغناطیسی، الگوریتم‌های ناحیه بندی

۱- مقدمه

مغز انسان از بافت‌های متفاوتی تشکیل شده است که به لحاظ آناتومیکی می‌تواند به بخش‌های زیر تقسیم شود: جمجمه، مایع مغزی نخاعی، ماده‌ی خاکستری، ماده‌ی سفید، ماهیچه، چربی، مویرگ، و حفره. [۱، ۲] بهترین راه برای مشاهده و بررسی بافت‌های مذکور این است که با یک روش غیر تهاجمی^۱، از درون آن بافت‌ها تصویر برداری کرد؛ که در ادامه به این روش‌ها اشاره خواهد شد [۳].

مغز انسان از بافت‌های متفاوتی تشکیل شده است که به لحاظ آناتومیکی می‌تواند به بخش‌های زیر تقسیم شود: جمجمه، مایع مغزی نخاعی، ماده‌ی خاکستری، ماده‌ی سفید، ماهیچه، چربی، مویرگ، و حفره. [۱، ۲] بهترین راه برای مشاهده و بررسی بافت‌های مذکور این است که با یک روش غیر تهاجمی^۱، از درون آن بافت‌ها تصویر برداری کرد؛ که در ادامه به این روش‌ها اشاره خواهد شد [۳].

۱-۱- انواع روش‌های تصویر برداری پزشکی

انواع روش‌های تصویر برداری پزشکی عبارتند از:

۱- روش تصویر برداری انتقالی^۲؛ در این نوع تصویر برداری اشعه‌ی X به هدف تابانده می‌شود و در سمت دیگر توسط سنسورهای

۱- روش تصویر برداری انتقالی^۲؛ در این نوع تصویر برداری اشعه‌ی X به هدف تابانده می‌شود و در سمت دیگر توسط سنسورهای

۲- روش تصویر برداری تابشی^۳؛ در این تصویر برداری هدف را به گونه‌ای تحریک می‌کنند، در مرحله بعد این تحریک باعث تابش امواج از هدف می‌شود و در پایان با استفاده از سنسورهای مخصوص، این امواج دریافت شده و به سیگنال الکتریکی تبدیل می‌شود؛ روش‌های تصویر برداری MRI و تصویر برداری PET^۴ از این دسته‌اند [۳-۵].

۳- روش تصویر برداری انعکاسی^۶؛ در این روش تصویر برداری، امواج الکترومغناطیسی به بافت‌های بدن تابیده می‌شود؛ این امواج

است [۱، ۴-۶، ۱۲].

بعضی از روش‌های ناحیه بندی تواما از هر سه نوع تصویر T1 و T2 و PD در ناحیه بندی استفاده می‌کنند؛ که در این حالت به آنها تصاویر تشدید مغناطیسی چند طیفی^{۱۳} گفته می‌شود. هر کدام از این تصاویر بافت خاصی از تصویر را بهتر نشان می‌دهد. بنابراین تصاویر چند طیفی این امکان را به الگوریتم ناحیه بندی می‌دهد که با استفاده از چند ویژگی مختلف تصاویر مغزی، ناحیه بندی دقیق تری انجام دهد و بافت‌های بیشتری به کمک الگوریتم ناحیه بندی استخراج شود [۱، ۴-۶، ۱۲].

۲- کاربردها و پیش‌پردازش‌های ناحیه بندی

۲-۱- کاربردهای ناحیه بندی

ناحیه بندی عبارت است برچسب زدن به پیکسل‌ها در تصاویر دو بعدی یا به واکسل‌ها^{۱۴} در تصاویر سه بعدی [۱، ۱۳]. ناحیه بندی تصویر را به بخش‌های مجزا تقسیم می‌کند که هر کدام از این بخش‌ها دارای سطوح روشنایی یکنواختی هست. در تصویربرداری پزشکی، برای مشاهده ی بافت‌ها به صورت سه بعدی، تشخیص دقیق مرز بافت‌ها اهمیت بالایی دارد [۱، ۱۳].

علاوه بر این ناحیه بندی تصاویر تشدید مغناطیسی دارای کاربردهایی فراوانی است که در ادامه به آنها اشاره می‌شود:

- ۱- شناسایی آناتومی بافت‌ها. ۲- برنامه ریزی پزشک برای جراحی
- ۳- کشف بافت‌های غیر نرمال مانند تومورها و زخم‌ها. ۴- ارزیابی وضعیت بیمار قبل از عمل. ۵- بررسی پیشرفت بیماری‌های سیستم عصبی مانند MS، آلزایمر و... ۶- تعیین میزان انسداد شرایین در بیماری‌های قلبی و آنژیوگرافی. ۷- ناحیه بندی بطن راست و چپ قلب. ۸- تشخیص و پیشرفت بیماری سرطان سینه.
- ۹- تشخیص صرع در بیماران غشی. ۱۰- تشخیص بیماری کاهش ایمنی بدن (HIV-1). ۱۱- شناسایی بیماری‌های کودکان (مثلاً کاهش اکسیژن خون در بدو تولد نوزاد) و ۱۲- بررسی سه بعدی آناتومی بافت‌ها. همچنین موارد دیگری از بیماری‌ها مانند تورم مغز، عفونت انگلی پستانداران و پرندگان و... نیز توسط ناحیه بندی تصاویر MR قابل تشخیص هست [۱، ۹، ۱۰، ۱۳-۲۳].

۲-۲- بررسی عوامل مزاحم و ناهمگنی میدان مغناطیسی

در ناحیه بندی تصاویر MR

ناحیه بندی تصاویر تشدید مغناطیسی همواره با مشکلاتی مواجه بوده است. این مشکلات ناخواسته همیشه کیفیت ناحیه بندی را به هم می‌زند، بنابراین کارایی یک الگوریتم ناحیه بندی وقتی مشخص تر می‌شود که توانایی روبرویی موثر با این مشکلات و

دارای شدت و فرکانس‌های مختلف است. و پس از برخورد به بافت بخشی از آن منعکس می‌شود پس از دریافت این امواج، با تحلیل زمان ارسال و بازگشت آنها تصویری از وضعیت درونی بافت‌های بدن ایجاد می‌شود. روش تصویر برداری سونوگرافی از این نوع است [۳، ۶، ۷].

با استفاده از تصویر برداری تشدید مغناطیسی به عنوان یک روش بی خطر که تاکنون هیچ موردی از مضرات آن منتشر نشده است می‌توان بافت‌های مذکور را با وضوح بالایی مشاهده کرد و نیز با استفاده از ویژگی‌های توصیف شده در تصویر مانند شدت روشنایی، گرادیان روشنایی و خصوصیات آماری، بخش‌های مختلف سر انسان در تصاویر MR ترسیم می‌شود که به این عمل، ناحیه بندی^{۱۵} می‌گویند. [۸-۱۰].

هدف اصلی ناحیه بندی تقسیم بندی یک تصویر به مناطقی است که پیکسل‌های هر ناحیه در ویژگی‌ها و خصوصیاتشان بیشترین تشابه را داشته باشند که این همان مفهوم خوشه بندی^{۱۶} است، حال اگر به خوشه‌های موجود برچسب زده شود عمل طبقه بندی^{۱۷} انجام شده است [۱۱].

۲-۱- انواع تصاویر تشدید مغناطیسی رایج در ناحیه بندی

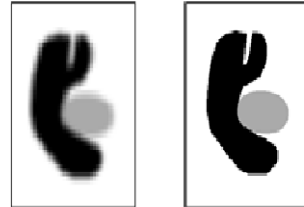
انواع تصاویر تشدید مغناطیسی مورد بررسی در ناحیه بندی مغز معمولاً به سه دسته کلی زیر تقسیم می‌شوند:

- ۱- تصاویر چگالی پروتون‌ها (PD)^{۱۸}؛ این تصاویر با نام چگالی اسپین‌ها (SD)^{۱۹} نیز شناخته می‌شود؛ کاربرد این تصاویر در تشخیص زخم‌های آسیب شناختی است [۱، ۴-۶، ۱۲].
- ۲- تصاویر با مؤلفه‌ی طولی میدان مغناطیسی (T1)؛ این تصاویر از مؤلفه طولی میدان مغناطیسی یا زمان استراحت spin-lattice حاصل می‌شود. سرعت بازگشت الکترون‌ها به حالت تعادل توسط ثابت زمانی T1 کنترل می‌شود. به تصاویری که از میدان مغناطیسی ایجاد شده با این ثابت زمانی حاصل می‌شود، تصاویر MR با وزن T1 گفته می‌شود. جزئیات تصاویر MR مغز انسان در تصاویر T1 بالاست. این تصاویر از کنتراست بالایی برخوردارند بنابراین در اکثر پژوهش‌های انجام شده از تصاویر T1 برای ناحیه بندی مغز انسان استفاده شده است [۱، ۴-۶، ۱۲].

۳- تصاویر با مؤلفه‌ی عرضی میدان مغناطیسی (T2)؛ این تصاویر از مؤلفه عرضی میدان مغناطیسی یا زمان استراحت spin-spin حاصل می‌شود. سرعت بازگشت الکترون‌ها به سمت حالت تعادل روی صفحه‌ی عرضی توسط ثابت زمانی T2 کنترل می‌شود. تصاویری که از میدان مغناطیسی ایجاد شده با این ثابت زمانی حاصل می‌شود را تصاویر MR با وزن T2 می‌گویند. مایع مغزی نخاعی (CSF)^{۲۰} در تصاویر T2 با وضوح بالایی قابل مشاهده

عوامل ناخواسته و مزاحم در تصویر را داشته باشد؛ این عوامل مزاحم در ناحیه بندی تصاویر MR شامل موارد زیر است:

- ۱- حضور نویز در تصویر که تقریباً همیشه وجود دارد و در هر کدام از مراحل تصویربرداری می تواند به تصویر MR اضافه شود. [۲۴]
- ۲- اثر حجم جزئی^{۱۵}؛ این پدیده وقتی روی می دهد که یک واکسل متعلق به دو یا چند بافت باشد (شکل-۱) [۲۵].



شکل ۱: الف) شکل اصلی بافت (راست) ب- شکل اکتسابی (چپ)

۳- ناهمگنی میدان مغناطیسی^{۱۶}؛ تصاویر MR مغز دارای چند بافت مجزا است که بصورت تکه ای خطی جداپذیر هستند؛ و ناهمگنی میدان مغناطیسی تغییرات ملایم مکانی در روشنایی این تصاویر است. ناهمگنی میدان مغناطیسی با نام های بهره میدان^{۱۷} و بایاس میدان (بایاس فیلد)^{۱۸} در متون علمی معرفی می شود. بهره ای میدان عددی است که در روشنایی تصویر ضرب می شود و به صورت $Y_k = g_k \cdot X_k$ نمایش داده می شود؛ Y_k روشنایی تصویر MR بدست آمده، X_k روشنایی تصویر واقعی بدون ناهمگنی میدان، و g_k بهره ای بین ۰ و ۱ است که در روشنایی واقعی تصویر ضرب می شود. حال اگر از Y_k لگاریتم گرفته شود این تغییرات ملایم روشنایی بصورت جمع شونده در تصویر ظاهر می شود که به آن بایاس فیلد گفته می شود؛ و به صورت $Y_k = B_k + X_k$ نمایش داده می شود که در آن Y_k روشنایی تصویر MR، X_k روشنایی واقعی تصویر و B_k بایاس فیلد میدان مغناطیسی است که به صورت جمع شونده است و معمولاً مقدار آن بین ۰ تا ۶۰ درصد از بیشینه روشنایی تصویر است [۲۶، ۹، ۳۱].

۲-۲-۱- اصلاح ناهمگنی میدان مغناطیسی

نتایج ناحیه بندی تصاویر MR مغز انسان در حضور نویز یا ناهمگنی میدان مغناطیسی رضایت بخش نخواهد بود و در تصویر ناحیه بندی شده بافت های مغزی هم پوشانی خواهند داشت بنابراین باید ناحیه بندی را به گونه ای انجام داد که همزمان نویز و ناهمگنی میدان از تصویر MR برداشته شود و یا این که قبل از ناحیه بندی ناهمگنی میدان اصلاح شود. برای اصلاح ناهمگنی میدان مغناطیسی دو روش کلی موجود است: الف- روش های آینده نگر^{۱۹} ب- روش های گذشته نگر^{۲۰} [۷].

الف- روش های آینده نگر: در این روش ها ناهمگنی میدان مغناطیسی به عنوان خطایی در تصویربرداری در نظر گرفته می-

شود و شامل موارد زیر است:

- ۱- روش مبتنی بر فانتوم^{۲۱}؛ از یک فانتوم یکنواخت تصویر برداری شده سپس ناهمگنی آن تصویر استخراج می شود و با استفاده از آن ناهمگنی، بایاس فیلد تصویر جدید اصلاح خواهد شد [۳۲].

- ۲- استفاده از چند سیم پیچ؛ در این روش با استفاده از سیم پیچ های سطحی و بدنی بایاس فیلد اصلاح می شود؛ سیم پیچ های سطحی روی دستگاه MRI قرار می گیرند، نسبت سیگنال به نویز بالایی دارند اما باعث ایجاد غیر یکنواختی در میدان مغناطیسی می شوند. بالعکس سیم پیچ های بدنی که روی اعضا بدن قرار می گیرند، نسبت سیگنال به نویز پایینی دارند و باعث ایجاد غیر یکنواختی کمتری در میدان مغناطیسی می شوند [۳۳].

- ۳- به کمک رشته های خاص پالس؛ این روش مربوط به طراحی خاص سخت افزاری است و با ارسال رشته پالس در زوایای مختلف، ناهمگنی میدان مغناطیسی را تخمین می زند [۳۴].

ب- روش های گذشته نگر^{۲۲}: در این روش ها ناهمگنی میدان مغناطیسی به عنوان خطایی در تصویربرداری در نظر گرفته نمی شود بلکه ناهمگنی ایجاد شده ناشی از اسکنر MRI یا حرکت بکمک روش هایی تصحیح می شود که در زیر آمده است:

- ۱- روش تناسب سطح^{۲۳}؛ این روش ویژگی هایی از تصویر را به کار می گیرد که در مورد ناهمگنی میدان مغناطیسی دارای اطلاعات هستند. ابتدا متناسب با ویژگی ها یک سطح پارامتری تعریف می شود؛ در مرحله ی بعد با استفاده از سطح تعریف شده، ناهمگنی میدان مغناطیسی استخراج خواهد شد [۳۵].

- ۲- روش مبتنی بر ناحیه بندی^{۲۴}؛ در این روش ها همزمان با ناحیه بندی، ناهمگنی میدان مغناطیسی نیز استخراج می شود؛ معمولاً ناحیه بندی با این فرض انجام می شود که مغز انسان دارای سه بافت مایع مغزی- نخاعی، بخش خاکستری و بخش سفید است که به صورت تکه ای خطی جداپذیرند. بنابراین تغییرات ملایم روشنایی از بافت هایی با روشنایی یکسان، استخراج می شود. روش مبتنی بر بیشینه احتمال (ML)^{۲۵}، روش بیشینه احتمال پسین^{۲۶} و روش خوشه یابی فازی یا FCM^{۲۷} برای تخمین ناهمگنی میدان مغناطیسی از این شیوه استفاده می برند. روش خوشه یابی فازی، ناهمگنی میدان مغناطیسی را به عنوان تابعی از مکان در نظر می گیرد و آن را محاسبه می کند؛ الگوریتم FCM تابع هدف را با بروزرسانی کردن پیاپی مراکز ثقل خوشه ها، عضویت فازی و ناهمگنی میدان مغناطیسی کمینه می کند. FCM، همزمان با کمینه کردن تابع هدف ناهمگنی میدان مغناطیسی را استخراج کرده و تصویر را ناحیه بندی می کند. علاوه بر روش های یاد شده، در روش های غیر پارامتری^{۲۸}، با کمینه کردن مکرر خطای خوشه نسبت به پراکندگی خوشه می توان ناهمگنی میدان مغناطیسی را استخراج کرد [۳۳].

می‌شود. بنابراین ممکن است دقت این روش‌ها در مسأله مورد بررسی مطلوب نباشد [۱۱].

۳- روش با سرپرست یا نیمه اتوماتیک^{۳۶}؛ روش نیمه اتوماتیک تلفیقی از دو روش دستی و اتوماتیک است این روش به دلیل تعریف داده‌ی مطلوب توسط سرپرست و برخورداری از دانش قبلی در مورد مسأله، از دو روش قبلی مطلوب‌تر است [۳۶-۳۸].

۲-۳- روش‌های ناحیه‌بندی ساختاری و آماری

استفاده از ویژگی‌های مکانی تصویر یا محاسبه‌ی پارامترهای آماری برای ناحیه بندی تصاویر MR، دسته‌بندی جدیدی را ارائه می‌دهد؛ از این دیدگاه انواع الگوریتم‌های ناحیه بندی به دو دسته زیر طبقه بندی شده‌اند [۳۹، ۴۰]:

الف- بخش بندی بکمک ویژگی‌های ساختاری^{۳۷}؛ این رویکرد، ویژگی‌های مکانی تصویر را مورد توجه قرار می‌دهد؛ و خود شامل چند بخش است:

۱- روش‌های وابسته به لبه^{۳۸}: این روش شناسایی مرزهای هدف را بر عهده می‌گیرد و نواحی بسته‌ای را در تصویر ایجاد می‌کند. این روش اغلب در دام لبه‌های ساختگی و جعلی می‌افتد و به این دلیل عملکرد آن قابل پیش‌بینی نیست. از انواع این روش‌ها می‌توان به کانتورهای فعال و لبه‌یاب‌های sobel، prewitt و canny اشاره کرد. کاربرد این روش‌ها در تصاویری که مات هستند و مرز بافت به خوبی مشخص نیست پیشنهاد نمی‌شود [۱۳، ۴۰].

۲- روش‌های وابسته به ناحیه^{۳۹}؛ این روش‌ها نواحی شبیه به هم را بر اساس معیاری که از پیش تعریف شده استخراج می‌کند؛ این معیار می‌تواند سطوح روشنایی یکسان، بافت‌های مشابه، یکنواختی یا تیزی در تصویر باشد. روش رشد ناحیه^{۴۰} یکی از انواع این روش‌ها است که شرح داده خواهد شد [۱۳، ۴۰].

۳- روش‌های وابسته به پیکسل^{۴۱}؛ این روش‌ها ناحیه بندی را با توجه به ویژگی‌های روشنایی تصویر انجام می‌دهد به همین خاطر به آن‌ها روش‌های وابسته به روشنایی^{۴۲} نیز گفته می‌شود. از انواع این روش‌ها می‌توان به روش‌های آستانه گیری^{۴۳}، روش خوشه-بندی k-means و خوشه‌بندی فازی اشاره کرد [۴۱-۴۶].

ب- روش‌های بخش‌بندی آماری^{۴۴}؛ این رویکردها، مشخصات آماری تصویر مانند توزیع احتمال روشنایی تصویر را در نظر می‌گیرند. روش‌های آماری بکمک تخمینی درست از توزیع روشنایی، برچسب هر خوشه را به پیکسل مربوطه اختصاص می‌دهد و تصویر ناحیه‌بندی می‌شود؛ روش‌هایی مانند مدل مارکوف (MRF)^{۴۵} و طبقه‌بند بیز از این دسته‌اند [۴۷-۵۰].

علاوه بر روش‌های یاد شده، در اغلب کارهای انجام شده از چند

۳- روش‌های مبتنی بر هیستوگرام^{۴۹}؛ در این روش‌ها از هیستوگرام روشنایی تصویر بدون در نظر گرفتن اطلاعات قبلی، برای استخراج ناهمگنی میدان مغناطیسی استفاده می‌شود.

۴- روش بیشینه کردن اطلاعات فرکانس بالا^{۴۰}؛ معمولاً ناهمگنی میدان مغناطیسی در تصاویر MR با فرکانس پایین نشان داده می‌شود؛ بنابراین با تقویت فرکانس‌های بالا ناهمگنی میدان مغناطیسی تخمین زده می‌شود [۳۲].

۵- روش‌های مبتنی بر کمینه کردن اطلاعات^{۴۱}؛ در این روش‌ها فرض می‌شود که ناهمگنی میدان مغناطیسی اطلاعات اضافه هستند بنابراین با کم کردن اطلاعات تصویر، ناهمگنی میدان مغناطیسی تخمین زده خواهد شد [۳۴].

۶- تطابق هیستوگرام^{۴۲}؛ این روش‌ها تصویر را به صورت بخش‌های مجزا در نظر می‌گیرد که ناهمگنی میدان مغناطیسی برای هر بخش یکسان است. سپس با استفاده از تطابق هیستوگرام هر بخش با هیستوگرام تصویر و حذف بخش‌های مجزای تصویر، ناهمگنی میدان مغناطیسی را اصلاح می‌کند.

۷- روش‌های فیلترینگ^{۴۳}؛ این روش‌ها ناهمگنی میدان مغناطیسی را بعنوان فرکانس‌های پایین تصویر در نظر می‌گیرد و از طریق فیلترهای پایین گذر آن را از تصویر جدا می‌کند [۳۵].

۳- ناحیه بندی

موفقیت در تجزیه و تحلیل یک تصویر MR به انواع الگوریتم‌های ناحیه بندی تصویر بستگی زیادی دارد و تنوع الگوریتم‌های موجود حاکی از این مهم است. در ادامه مروری جامع بر روش‌های ناحیه بندی خواهد شد.

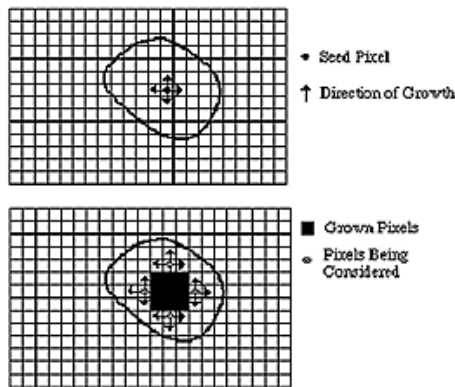
۱-۳- ناحیه‌بندی از دیدگاه روش‌های اجرا

این که ناحیه‌بندی توسط متخصص انسانی انجام شود یا به کمک الگوریتم‌های هوشمند، دارای ویژگی‌ها، مزایا و معایبی است؛ از این دیدگاه بخش‌بندی به سه روش انجام می‌شود [۱۳]:

۱- روش دستی^{۴۴}؛ این روش که توسط متخصص در آزمایش‌های کلینیکی انجام می‌گیرد بسیار وقت‌گیر و طاقت فرسا است.

۲- روش بدون سرپرست یا اتوماتیک^{۴۵}؛ این روش به کمک محاسبات ریاضیاتی پیچیده انجام می‌گیرد و زمان اجرای این محاسبات توسط روش‌های نرم افزاری بسیار کوتاه خواهد بود. دلیل این که اطلاعاتی از ویژگی داده‌ها به الگوریتم اعمال نمی‌شود، معمولاً این روش دقیق نخواهد بود. به عبارتی دیگر این روش از ماهیت داده‌ها آگاهی ندارد و دارای محدودیت‌هایی هست که به تمام داده‌های ورودی بدون توجه به نوع آن داده‌ها اعمال

تعریف شده مثلاً اطلاعات روشنایی یا لبه و... استخراج می-شود [۵۴]؛ ابتدا نقطه کوچکی روی تصویر بعنوان بذر (دانه) بر اساس معیار قبلی توسط اپراتور انتخاب می-شود؛ معیار اپراتور برای انتخاب بذر می-تواند رشد دادن بذر در ناحیه‌ی خاصی از تصویر تا رسیدن آن ناحیه به لبه باشد؛ سپس تمام پیکسل‌های چسبیده به آن نقطه که متعلق به یک بافت خاص است استخراج می-شود (شکل ۳).



شکل ۳: شروع رشد ناحیه (بالا)، رشد ناحیه بعد از چند تکرار (پایین)

این روش معمولاً جهت ترسیم ساختارهای ساده و کوچک مانند تومورها و زخم‌ها مناسب است [۵۵]. عمده‌ترین محدودیت این روش نیاز به سرپرست برای انتخاب دقیق تعیین نقطه‌ی بذر است. بنابراین برای هر ناحیه که لازم است در تصویر گسترش یابد نیاز به رشد دادن یک نقطه‌ی بذر دارد. برای حل این مشکل در روش رشد ناحیه با استفاده از الگوریتمی با عنوان split-and-merge می-توان نیاز به نقطه‌ی بذر را مرتفع کرد [۵۶]. حساسیت به نویز، ایجاد حفره یا ناپیوستگی در تصویر از عیوب این روش است که توسط الگوریتم رشد ناحیه هم مکان یا هموتوپیک^{۴۸} قابل رفع شدن است [۵۷].

۳-۳-۳ طبقه‌بندها^{۴۹}

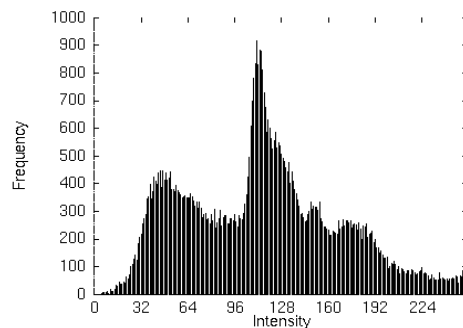
طبقه‌بندی یکی از تکنیک‌های تشخیص الگو^{۵۰} است، که از فضای ویژگی تصویر، برای طبقه‌بندی دیتا استفاده می‌کند [۵۸]. فضای ویژگی در حقیقت فضای مقادیر توابعی از تصویر هست که این توابع می‌تواند وابسته به روشنایی تصویر باشد. طبقه‌بندها به دیتای آموزش دیده نیاز دارند بنابراین از نوع نیمه اتوماتیک هستند زیرا دیتای آموزش دیده باید توسط کاربر برای آنها تعریف شود. دیتای آموزش دیده به عنوان مرجعی برای ناحیه بندی اتوماتیک دیتا استفاده می‌شود. طبقه‌بند نزدیک‌ترین همسایگی KNN^{۵۱} یکی از انواع طبقه‌بندها است که در آن هر پیکسل به کلاسی با بیشترین تشابه روشنایی به دیتای آموزش دیده

روش بطور همزمان برای ناحیه‌بندی بهینه استفاده شده است. به این روش‌ها، روش‌های ترکیبی^{۴۶} گفته می‌شود.

۳-۳-۳ انواع روش‌های ناحیه بندی تصاویر مغز:

۳-۳-۳-۱ روش آستانه گیری

این روش با استفاده از هیستوگرام روشنایی یا رنگ عمل ناحیه بندی را انجام می‌دهد (شکل ۲). فرض بر این است که تصویر دارای سطوح روشنایی متفاوتی است که در هیستوگرام روشنایی به صورت قله و دره خود را نمایش می‌دهد و مرز بافت‌ها در محل دره جدا می‌شود؛ همچنین می‌توان چندین سطح آستانه برای ناحیه بندی انتخاب کرد [۵۱]؛ این روش معمولاً در اولین مرحله از کارهای پردازش تصویری استفاده می‌شود [۵۲]؛ در این حالت تعداد نواحی که برای ناحیه بندی در نظر گرفته می‌شوند به اندازه‌ی یک و احد بیشتر از نقاط آستانه می‌باشد. این روش معمولاً در ماموگرافی دیجیتال استفاده می‌شود چون که قادر است دو بافت سالم و تومور را در دو کلاس مجزا ناحیه بندی کند [۵۳]؛ در حقیقت اگر وضوح تصویر مناسب باشد این روش قادر است که آبجکت (هدف) را از پس زمینه تمیز دهد. این روش فقط از اطلاعات روشنایی هیستوگرام در تصویر استفاده می‌کند بنابراین اطلاعات مکانی تصویر را شامل نمی‌شود.



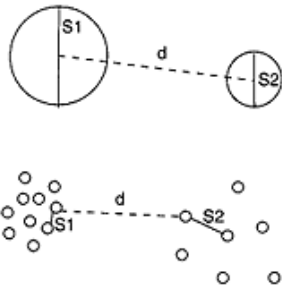
شکل ۲: هیستوگرام روشنایی تصویر

حساسیت به نویز و ناهمگنی میدان مغناطیسی عیب این روش است بنابراین دقیق نخواهد بود. هر دو آرتیفکت یاد شده به صورت اساسی هیستوگرام تصویر را بهم می‌ریزد و باعث می‌شود که جداسازی بافت‌ها پیچیده تر شود.

۳-۳-۳-۲ روش رشد ناحیه^{۴۷}

یکی از تکنیک‌هایی که به خوبی در ناحیه بندی تصاویر MR استفاده شده روش رشد ناحیه است؛ در این روش نواحی به هم پیوسته‌ی مربوط به یک بافت مغز مانند تومور توسط معیار از قبل

خود افزایش یابد و فاصله درون خوشه‌ای تا کمینه‌ی خود کاهش- داده شود (شکل ۵)؛ در این صورت بهترین خوشه‌بندی انجام شده است [۵۹، ۶۲-۶۵].



شکل ۵: فاصله‌ی برون خوشه‌ای (بالا)؛ فاصله‌ی درون خوشه‌ای (پایین)

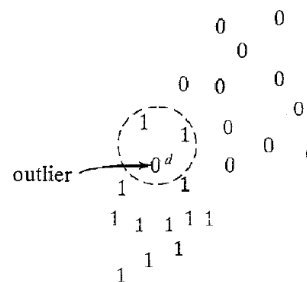
نمونه‌هایی از روش‌های خوشه‌بندی مرسوم در زیر آمده است:
الف: الگوریتم k-means

ب: الگوریتم FCM که تعمیم یافته k-means است.
ج: الگوریتم بیشترین امید EM^{۴۵} که شبیه روش FCM است و اصول خوشه‌بندی یکسانی دارند با این فرض که در روش EM داده‌ها از مدل گوسی ترکیبی^{۵۵} تبعیت می‌کنند. در حقیقت این روش اطلاعات مکانی تصویر را نیز شامل می‌شود. تعداد کلاس‌ها برای تصاویر MR مغز انسان عدد سه در نظر گرفته می‌شود به دلیل اینکه مغز انسان سالم شامل سه بافت مایع مغزی-نخاعی، بخش سفید و بخش خاکستری است. اگر چه خوشه‌یاب‌ها به داده‌ی آموزش دیده نیاز ندارند، اما آن‌ها به مقدار اولیه‌ی تصادفی به عنوان مرکز ثقل خوشه‌ها نیاز دارند [۵۹، ۶۲-۶۵].

۳-۳-۵- شبکه‌های عصبی مصنوعی^{۵۶}

بسیار پرکاربرد در ناحیه‌بندی تصاویر پزشکی و تصاویر تشدید مغناطیسی بوده‌اند. شبکه‌ی عصبی ابزار قدرتمندی است که می‌تواند روابط خطی یا غیر خطی بین ورودی و خروجی را استخراج کند. انگیزه‌ی اصلی استفاده از شبکه‌ی عصبی، شباهت آن به شبکه‌ی عصبی مغز انسان و توانایی استخراج هوشمند جواب از روی ورودی است بطوریکه روابط لازم برای استخراج خروجی را از داده‌های ورودی استخراج می‌کند. شبکه‌های عصبی در ناحیه‌بندی تصاویر MR مغز انسان از دو ویژگی روشنایی و اطلاعات مکانی بهره می‌گیرند. همانطور که گفته شد این روش که الهام گرفته از شبکه‌های عصبی مغز انسان است دارای دو خصوصیت هست: ۱- شبکه‌های عصبی جهت یادگیری به اطلاعاتی که از گره ورودی می‌آید نیاز دارند ۲- اطلاعات اکتسابی در اتصالات بین نرونی (سیناپس) ذخیره می‌شود. شبکه‌های عصبی بسته به ساختار آموزش دارای اشکال متعددی هستند که

اختصاص می‌یابد؛ این طبقه‌بند یکی از انواع طبقه‌بندهای غیر پارامتریک است چون که هیچ فرض قبلی در مورد ساختار آماری داده در نظر نمی‌گیرد. طبقه‌بند k-nearest neighbor یکی از انواع تعمیم یافته طبقه‌بند نزدیک‌ترین همسایگی است. همانطور که در شکل ۴ دیده می‌شود این طبقه‌بند از یک همسایگی k تایی متوسط گیری ویژگی انجام می‌دهد. در این شکل دو کلاس متفاوت درون دایره‌ی خط چین باید از هم جدا شوند. نقطه‌ی d مربوط به کلاس "1" است؛ ولی در نزدیکی کلاس "0" واقع شده است با این وجود طبقه‌بند نزدیکترین همسایگی نقطه‌ی d را به درستی در کلاس "1" طبقه‌بندی می‌کند [۵۹-۶۱].



شکل ۴: طبقه‌بند نزدیکترین همسایگی؛ نقطه‌ی d در یک همسایگی سه تایی (k=۳) قرار گرفته است.

از انواع پارامتریک طبقه‌بندها می‌توان طبقه‌بند بیشینه‌ی احتمال یا طبقه‌بند بیز^{۵۲} را نام برد [۴۹، ۵۰]. مشکل عمده‌ی طبقه‌بندها این است که ویژگی‌های مکانی تصویر را در نظر نمی‌گیرند و از طرف دیگر نیاز به یک سرپرست برای تعریف دیتای آموزش دیده دارند [۲۰].

۳-۳-۴- خوشه‌بندی^{۵۳}

خوشه به مجموعه‌ای از نقاط یا گره گفته می‌شود. خوشه‌بندی این امکان را فراهم می‌کند که نگاشت‌ها بر روی چندین سرور (نقاط خوشه) انجام شود. بطور کلی خوشه‌بندی فرایندی است که اعضای یک مجموعه بزرگ‌تر را به زیر مجموعه‌هایی با خصوصیات شبیه به هم سازماندهی می‌کند. خوشه‌بندها از جهات زیادی شبیه به طبقه‌بندها عمل می‌کنند ولی از نوع بدون سرپرست هستند؛ یعنی ویژگی خوشه‌ی مطلوب از قبل تعریف نشده است. الگوریتم‌های خوشه‌بندی بدلیل عدم وجود دیتای آموزش دیده پی‌درپی بین داده و خصوصیتی که باید خوشه‌بندی شوند تکرار می‌شوند. این روش‌ها از طریق داده‌های موجود خود را آموزش می‌دهند. خوشه‌بندی دو پارامتر عمده دارد؛ این دو پارامتر، فاصله‌ی درون خوشه‌ای و فاصله‌ی بین خوشه‌ای است؛ یکی از این پارامترها باید افزایش و دیگری کاهش یابد. برای انجام خوشه‌بندی بهینه، بایستی فاصله‌ی بین خوشه‌ای تا بیشینه‌ی

۳-۳-۶- مدل تصادفی مارکوف (MRF)^{۵۹}

مدل MRF یکی از روش‌های ناحیه بندی است که از روش‌های آماری استفاده می‌کند. این روش در نمایش ویژگی‌ها، شبیه شبکه بیز^{۶۰} عمل می‌کند با این تفاوت که روش MRF قادر است ویژگی‌هایی را استخراج کند که روش بیز از نمایش آن ناتوان است و بالعکس شبکه بیز قادر است ویژگی‌هایی را استخراج کند که روش MRF از نمایش آن عاجز است. در MRF ها تقابل مکانی پیکسل‌های همسایه مدل می‌شود (یعنی پیکسل‌های مجاور احتمال بیشتری برای یک خوشه شدن دارند). این روش در تصاویر پزشکی کاربرد زیادی دارد؛ چون که بیشتر پیکسل‌ها همسایگی متعلق به یک بافت از بدن هستند بنابراین قادرند اثرات نویز را بخوبی مدیریت کنند [۴۷، ۷۹]. مدل MRF معمولاً به صورت ترکیبی با سایر روش‌های ناحیه بندی استفاده می‌شود [۱۹]. در حقیقت با بیشینه کردن احتمال ناحیه بندی انجام می‌شود و عمل بیشینه کردن می‌تواند توسط روش‌های تکراری شرطی یا مثلاً با الگوگیری از روش تبرید حرارتی (SA)^{۶۱} انجام شود [۱۹]. تصاویر MR دارای تعداد داده‌ی فراوان هستند و روابط پیچیده‌ای بین این داده‌ها حاکم است که اغلب غیرخطی‌اند بنابراین استفاده از روش‌های آماری کلاسیک نمی‌تواند در ناحیه-بندی تصاویر MR جوابگو باشند اما مدل‌های آماری MRF قادرند که بصورت هاپیرید (در ترکیب با روش‌های دیگر ناحیه-بندی) محدودیت‌های مکانی را بصورت اتوماتیک یا نیمه اتوماتیک به الگوریتم ناحیه‌بندی اعمال کنند [۸۰، ۸۱].

عیب مدل مارکوف این است که انتخاب صحیح پارامترهای MRF که تقابل مکانی را مدل می‌کنند کار دشواری است؛ تنظیم این پارامترها با مقادیر زیاد، ناحیه بندی ضعیفی را ارائه می‌دهد که جزئیات ساختاری بیشتر بخش‌های آن از دست رفته است. همچنین در این مدل یک پیکسل که به لحاظ آناتومیک یک بافت مجزا به حساب می‌آید شانس کمی برای یک خوشه شدن دارد. با وجود مشکلات یاد شده از مدل مارکوف، کاربرد آن‌ها در ناحیه بندی تصاویر ماموگرافی برای استخراج بافت‌ها حائز اهمیت است. علاوه بر موارد یاد شده، در متون علمی از MRF ها برای تخمین و استخراج ناهمگنی میدان مغناطیسی نیز استفاده شده است [۴۷، ۴۸، ۵۰، ۷۹].

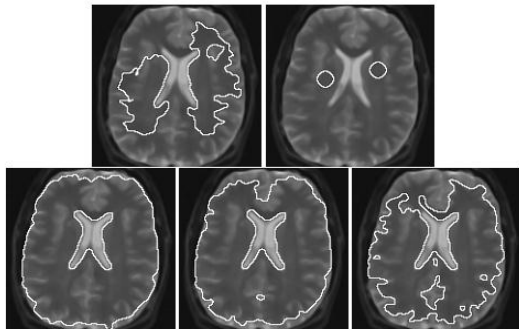
۳-۳-۷- رویکردهای اطلس راهنما^{۶۲}

در این روش برای ناحیه بندی تصاویر تشدید مغناطیسی از تصاویر ناحیه بندی شده‌ی قبلی استفاده می‌شود. به این تصاویر از پیش ناحیه‌بندی شده اطلس گفته می‌شود؛ و چون در این روش از اطلاعات قبلی برای ناحیه‌بندی استفاده می‌شود بنابراین روشی با سرپرست خواهد بود. وقتی برای ناحیه بندی تصاویر MR مغز

در زیر تعدادی از آن‌ها معرفی می‌شود [۱، ۸، ۶۶، ۶۷]:
الف-نگاشت خودسازمانده (SOM)^{۵۷}: این شبکه از انواع روش‌های بدون سرپرست می‌باشد یعنی بدون مشخص بودن خروجی مطلوب تصویر ناحیه بندی می‌شود [۶۸]. این شبکه یکی از معروف‌ترین شبکه‌های عصبی در ناحیه بندی است؛ و قادر است که یک ورودی با ابعاد ویژگی زیاد را به یک شبکه دو یا چند بعدی گسسته از نورون‌ها در خروجی مدل کند. نقش عمده در شبکه‌ی عصبی خودسازمانده بر عهده‌ی نورون‌های خروجی است چون که برای یافتن خروجی مطلوب با هم رقابت می‌کنند. شبکه‌ی SOM داده‌ی ورودی را بر اساس معیاری همانند فاصله‌ی اقلیدسی سازماندهی می‌کند [۶۶، ۶۸، ۶۹]. این شبکه شامل دو لایه از نورون‌ها است تعداد نورون‌های لایه اول، به اندازه‌ی تعداد ابعاد ورودی است و تعداد نورون‌های لایه دوم، به اندازه‌ی تعداد خوشه‌ها است. این شبکه، ساختار توزیع ورودی و نیز میزان نظم و همبستگی ورودی را می‌آموزد و فضای ویژگی را بر اساس آن تنظیم می‌کند؛ عبارتی دیگر شبکه روابط بین نورون ورودی و نورون‌های همسایه را به نورون‌های همسایه در شبکه نورونی لایه‌ی دوم نگاشت می‌دهد. لایه‌ی دوم لایه ایست که در آن نورون‌های خروجی با هم رقابت می‌کنند و هر نورون در لایه رقابتی (لایه‌ی آخر)، یک خوشه یا بافت مغز از تصویر MR است. بنابراین تعداد نورون‌های لایه‌ی خروجی به اندازه‌ی تعداد خوشه‌ها است. [۸، ۶۷، ۶۹-۷۳]. دو گام عمده در شبکه‌ی رقابتی SOM عبارتست از: ۱- پیدا کردن نورون برنده که بیشترین شباهت را بر اساس میزان تشابه (مثلاً فاصله‌ی اقلیدسی) به داده‌ی ورودی دارد؛ ۲- آپدیت کردن وزن نورون برنده و نورون‌های همسایه بر اساس داده‌ی ورودی؛ عبارتی دیگر باید وزن نورون برنده و پیکسل‌های همسایه به سمت ورودی تغییر یابد. این روش بدون در نظر گرفتن اثر نورون‌های همسایه در بروزسانی بردار وزن خروجی، شباهت زیادی به الگوریتم خوشه-بندی k-means دارد [۸، ۶۷، ۶۹-۷۳].

ب- بردار یادگیری تدریجی (LVQ)^{۵۸}: از یک روش آموزش رقابتی با سرپرست استفاده می‌کند. و مرزهای داده‌ی ورودی را از روی داده آموزش دیده پیدا می‌کند. شبکه‌ی LVQ مرز کلاس‌ها را از طریق قانون نزدیک‌ترین همسایگی مشخص می‌کند و نورون برنده از این نتایج استفاده می‌کند. شبکه LVQ شامل سه لایه از نورون‌ها می‌باشد: نورون‌های لایه‌ی ورودی، لایه میانی (رقابتی) و نورون‌های لایه‌ی خروجی [۷۴-۷۸]. نورون لایه رقابتی می‌آموزد که داده‌ی ورودی را با روشی شبیه به روش SOM طبقه‌بندی کند. لایه‌ی خروجی نیز کلاس‌های لایه‌ی رقابتی را به کلاس‌های هدف نگاشت می‌دهد. نورون برنده براساس فاصله‌ی اقلیدسی مشخص می‌شود. [۷۴-۷۸].

ملایم است و یا این که داری نویز و لبه‌های ساختگی هستند [۹۵].



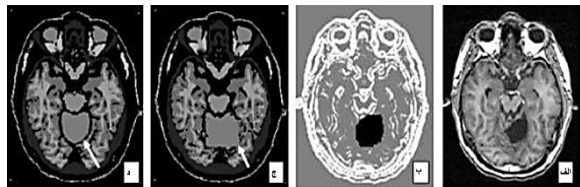
شکل ۷: از راست به چپ و بالا به پایین، MRF بعد از ۱ و ۴۰۰ و ۸۰۰ و ۱۲۰۰ و ۱۶۰۰ تکرار

روش‌های دگر دیس پذیر مرزهای مقعر را به خوبی نمایش نمی‌دهند بنابراین می‌توان برای بهبود دادن آن‌ها از نیروی اعمالی خارجی به منحنی استفاده کرد. یک مزیت مهم روش‌های دگر دیس پذیر در مقایسه با حالتی که پارامترهای مسئله به طور واضح و دقیق مشخص باشد این است که پیاده سازی توپولوژی مدل‌های دگر دیس پذیر، با استفاده کردن از منحنی‌های ساده سازگاری بیشتری دارد. روش دگر دیس پذیر و روش کانتور فعال^{۶۵} هر کدام کارهای شبیه به هم را انجام می‌دهند و هر کدام به نوعی انرژی را کمینه می‌کنند؛ روش کانتور فعال از دو شیوه برای کمینه کردن انرژی کانتور و ایجاد منحنی‌های بسته استفاده می‌کند؛ تا بتواند آبجکت‌های تصویر را شناسایی کند. این دو شیوه در فرمول کمینه کردن انرژی با هم تفاوت دارند. این دو شیوه عبارتند از الگوریتم تنظیم سطح و الگوریتم مار^{۶۶} که گاهی کانتور فعال نیز به مدل مار اطلاق می‌شود [۹۰-۹۶، ۱۰۲].

۳-۳-۹- روش آب پخشان^{۶۷}

یکی از الگوریتم‌های شناخته شده در ناحیه بندی بر اساس لبه ناحیه بندی به کمک روش آب پخشان است. خط آب پخشان^{۶۸} در جغرافیا به خطی گفته می‌شود که دو حوزه آبریز مرزی^{۶۹} را جدا می‌کند؛ بارانی که در هر دو سمت لبه می‌بارد به دریاچه همان طرف سرازیر می‌شود. این ایده در ناحیه بندی تصاویر دیجیتال استفاده می‌شود. ناحیه‌ی تحت پردازش در این روش گرادیان تصویر است؛ در یک تصویر MR بافت‌های یکنواخت معمولاً دارای مقادیر گرادیان پایین هستند، بنابراین این نقاط نشان دهنده دره هستند و مرزهای تصویر به عنوان قله شناخته می‌شوند. روش آب پخشان برای ناحیه بندی تصاویر تشدید مغناطیسی از دو اصل آشکار سازی لبه و ریخت شناسی ریاضی (پیکسل‌های با گرادیان یکنواخت روشنایی) استفاده می‌کند (شکل ۸). مسأله اصلی آب-

از اطلس استفاده می‌شود در حقیقت نوعی پیش ناحیه بندی روی تصویر انجام می‌گیرد. رویکرد اطلس راهنما نگاشتی یک به یک از تصویر هدف به اطلس انجام می‌دهد. این نگاشت ممکن است خطی یا غیر خطی باشد. وقتی کنتراست بالایی بین بافت‌ها موجود نباشد روش اطلس راهنما گزینه‌ی خوبی برای ناحیه بندی خواهد بود. روش‌های اطلس راهنما شبیه به طبقه بندی عمل می‌کنند با این تفاوت که در حوزه مکان بکار برده می‌شود و نه در فضای ویژگی. بدلیل این که اطلس از قبل ناحیه بندی شده است تمام اطلاعات ساختاری از اطلس به تصویر هدف انتقال پیدا می‌کند (شکل ۶) [۸۲-۸۴]. از این روش به طور گسترده‌ای در ناحیه بندی بافت‌های مختلف مغز استفاده شده است و معمولاً جهت استخراج حجم مغز بکار می‌رود. رویکردهای اطلس راهنما همچنین در اندازه گیری ساختارهای مغز پر کاربرد هستند. و دیگر این که به دلیل تنوع آناتومیکی ساختارهای مغز، کاربرد روش‌های اطلس راهنما در ساختارهای پیچیده امری دشوار است [۸۵، ۸۶].



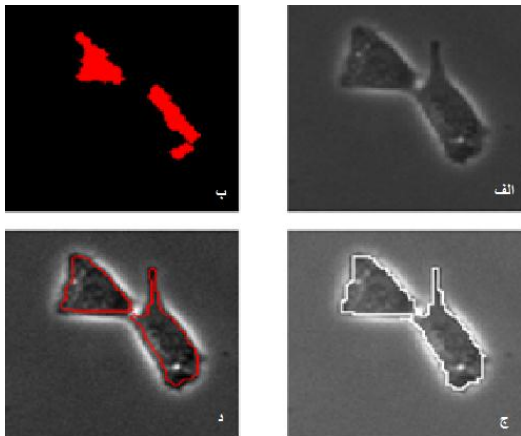
شکل ۶الف- تصویر MR مغز بیمار، ب- ناحیه‌ی مربوط به تومور، ج- تصویر اطلس، د- تصویر ناحیه بندی شده بر اساس اطلس

یکی از عیوب این روش زمان مورد نیاز برای ترسیم اطلس از روی نمونه‌های ورودی است. عیب دیگر روش‌های اطلس راهنما این است که در ساختارهای پیچیده کاربرد کمی دارد [۸۷-۹۰].

۳-۳-۸- روش‌های دگر دیس پذیر

روش‌های دگر دیس پذیر^{۶۳} یکی از ابزارهای قدرتمند در ناحیه بندی تصاویر پزشکی هست. تصاویر پزشکی و بافت‌ها دارای ساختارهای پیچیده و نامنظم هستند. بنابراین ترسیم این ساختارها توسط روش‌های معمول کار دشواری خواهد بود. این روش مرز بافت‌های تصویر را از طریق منحنی‌های پارامتری تشخیص می‌دهد؛ این منحنی‌ها در نزدیکی مرزها ترسیم می‌شود [۹۱-۹۳]. در این روش با سست سازی تکراری نیروهایی که از درون و بیرون به منحنی وارد می‌شود عمل ناحیه بندی انجام می‌گیرد. کاربرد عمده‌ی این رویکرد در بازسازی قشر خاکستری مغز است. این روش‌ها همچنین در ناحیه بندی تصاویر قلبی، تصاویر CT استخوان و تصاویر فراصوت^{۶۴} کاربرد دارند [۹۲، ۹۴]. مزیت اصلی روش‌های دگر دیس پذیر تولید منحنی‌های بسته یا نواحی مجزا در تصاویری است که تغییرات روشنایی آنها

دو روش نقایص هم را رفع کنند. در این روش ترکیبی پارتیشن-بندی اولیه توسط روش آب پخشان با استفاده از گرادیان تصویر انجام می‌شود. درحقیقت مکان‌دهی اولیه به کانتور برای انجام ناحیه بندی تنظیم سطح را آب پخشان تعیین می‌کند. روش آب-پخشان سطوح بسته، نرم و دقیقی را برای عملیات بعدی توسط روش تنظیم سطح آماده می‌کند. در مرحله‌ی اولیه نویز تصویر توسط روش‌های حذف نویز از بین می‌رود سپس محاسبه‌ی دقیقی از گرادیان توسط روش آب پخشان انجام می‌شود؛ همچنین تلاش می‌شود تا لبه‌های ساختگی کاهش یابد. مزیت عمده‌ی آب پخشان، مقاوم و سریع بودن آن است و مزیت تنظیم سطح، تعداد دفعات تکرار کم آن است. استفاده از روش آب پخشان برای مکان‌دهی اولیه به کانتور تنظیم سطح دارای دو مزیت عمده است: اول اینکه آب پخشان بینایی ناحیه بندی را افزایش می‌دهد، پس هوشمندی و دقت ناحیه بندی افزایش می‌یابد؛ و دوم این که سرعت انجام محاسبات را زیاد می‌کند. الگوریتم آب پخشان قادر است که داده‌های ورودی را به نواحی بسته‌ای تقسیم بندی کند که درون آن‌ها تغییرات تند روشنایی وجود ندارد. با ترکیب این دو روش، ساختار مکانی و خصوصیات هندسی بافت‌های پیچیده در زمانی بسیار کمتر از زمان محاسبه‌ی الگوریتم تنظیم سطح به تنهایی، محاسبه خواهد شد؛ همچنین می‌توان از الگوریتم تنظیم سطح برای مکان‌دهی اولیه به کانتور، و از الگوریتم آب پخشان برای ناحیه بندی نهایی استفاده کرد (شکل ۹) [۲، ۹۴، ۱۰۳].

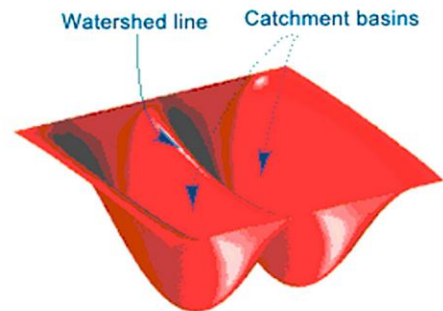


شکل ۹: ناحیه بندی ترکیبی الف-تقسیم سلولی، ب-ترسیم منحنی اولیه بکمک تنظیم سطح، ج-ناحیه بندی توسط روش آب پخشان، د-ناحیه بندی نهایی

۳-۳-۱۲ - الگوریتم کلونی مورچگان $ACO^{۲۲}$:

یکی از شاخه‌های حیات مصنوعی، الگوریتم‌های AC هستند. این روش از مشاهده کلونی مورچه واقعی الهام گرفته و بر رفتار کاوش جمعی برای غذا ۲۳ استوار است. راه حل مشکل با استفاده از کلونی

پخشان، حساسیت به نوسان روشنایی در سطح تصویر است که باعث ایجاد نواحی بیشتری در تصویر می‌شود ۲۰ . با استفاده از مارکرها می‌توان این مشکل را رفع کرد. مارکرها روی تصویر پیش پردازش انجام می‌دهند؛ و با انجام یک ناحیه بندی تعاملی مشکل حساسیت به نوسان روشنایی تصویر را رفع می‌کنند [۹۷-۱۰۲].



شکل ۸: ناحیه بندی آب پخشان

۳-۳-۱۰ - روش تنظیم سطح ۲۱

یکی از رویکردهای قدرتمند در ناحیه بندی تصاویر تشدید مغناطیسی است این روش نیازمند منحنی‌های نسبی تقریبی برای ناحیه بندی است و از طریق کمینه کردن انرژی، تصویر را ناحیه بندی می‌کند. در صورتی که منحنی‌های تقریبی در نزدیکی مرز تقارن دو ناحیه باشند نتایج قابل قبولی را ارائه می‌دهد این منحنی‌ها توسط روش ناحیه بندی آب پخشان قابل ترسیم هستند [۱۰۵-۱۰۲]. این روش توانایی زیادی در مدیریت فضاهای خالی تصویر، تقعرها، پیچش‌ها، شکاف‌ها، تقسیم بندی‌ها و ادغام پیکسل‌ها هنگام ناحیه بندی دارد. روش ناحیه بندی تنظیم سطح قابلیت بالایی در ناحیه بندی تصاویر سه بعدی دارد.

اما دو نقص عمده در این روش وجود دارد، اول این که محاسبات این روش کند است و زمان زیادی را در مورد تصاویر سه بعدی سپری خواهد کرد تا تصویر را به خوبی ناحیه بندی کند؛ از طرف دیگر روش تنظیم سطح دارای پارامترهای آزادی است که تنظیم این پارامترها کار دشواری است. به این دلیل در تصاویر پیچیده‌ی MR مغز، روش تنظیم سطح به درستی عمل نمی‌کند؛ پس نیاز است که با یکی از روش‌های مقدار دهی اولیه ترکیب شود تا پارامترهای مسأله به راحتی تنظیم شود. و ناحیه بندی قابل قبولی را ارائه دهد. در مواردی نیز از عملکرد روش تنظیم سطح برای اصلاح ناهمگنی میدان استفاده شده است [۱۰۳، ۱۰۶-۱۰۹].

۳-۳-۱۱ - روش ترکیبی آب پخشان و روش تنظیم سطح

استفاده از مدل هایپرید دو روش ذکر شده باعث می‌شود تا هر

برای ناحیه‌بندی، ممکن است از یکی از روش‌های ذکر شده استفاده شود. همچنین بعد از بررسی روش‌های مختلف بیان شد، کاربرد روش‌های ترکیبی، باعث می‌شود که هر کدام از روش‌های موجود نواقص همدیگر را مرتفع کنند و کیفیت یا زمان مورد نیاز ناحیه بندی را بهینه نمایند.

۵- مراجع

- [۱] Y. Li and Z. Chi, "MR Brain image segmentation based on self-organizing map network," *International Journal of Information Technology*, vol. 11, pp. 45-53, 2005.
- [۲] X. Huang, Z. Qian, R. Huang, and D. Metaxas, "Deformable-model based textured object segmentation," 2005, pp. 119-135.
- [۳] Z. P. Liang and P. C. Lauterbur, *Principles of magnetic resonance imaging: IEEE press New York*, 2000.
- [۴] J. Beutel, *Handbook of medical imaging: Physics and psychophysics vol. 1: Spie Press*, 2000.
- [۵] C. L. Epstein, *Introduction to the mathematics of medical imaging*, 2007.
- [۶] J. T. Bushberg, *The essential physics of medical imaging: Williams & Wilkins*, 2002.
- [۷] M. A. Balafar, A. R. Ramlı, M. I. Sarıpan, and S. Mashohor, "Review of brain MRI image segmentation methods," *Artificial Intelligence Review*, vol. 33, pp. 261-274, 2010.
- [۸] I. Middleton and R. I. Damper, "Segmentation of magnetic resonance images using a combination of neural networks and active contour models," *Medical Engineering & Physics*, vol. 26, pp. ۸۶-۹۱, ۲۰۰۴.
- [۹] J. D. Gispert, S. Reig, J. Pascau, J. J. Vaquero, P. Garca-Barreno, and M. Desco, "Method for bias field correction of brain T1-weighted magnetic resonance images minimizing segmentation error," *Human Brain Mapping*, vol. 22, pp. 133-144, ۲۰۰۴.
- [۱۰] N. De Stefano, M. L. Bartolozzi, L. Guidi, M. L. Stromillo, and A. Federico, "Magnetic resonance spectroscopy as a measure of brain damage in multiple sclerosis," *Journal of the Neurological Sciences*, vol. 233, pp. 203-208, 2005.
- [۱۱] K. Chuang, H. Tzeng, S. Chen, J. Wu, and T. Chen, "Fuzzy c-means clustering with spatial information for image segmentation," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 30, pp. 9-15, 2006.
- [۱۲] J. Yeh and J. Fu, "A hierarchical genetic algorithm for segmentation of multi-spectral human-brain MRI," *Expert Systems with Applications*, vol. 34, pp. 1285-1295, 2008.
- [۱۳] P. Dastidar, "Overview of Neuroradiological MRI," *International Journal of Bioelectromagnetism*, vol. 1, 1999.
- [۱۴] J. C. Fu, C. C. Chen, J. W. Chai, S. T. C. Wong, and I. C. Li, "Image segmentation by EM-based adaptive pulse coupled neural networks in brain magnetic resonance imaging," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 34, pp. 308-320, 2010.
- [۱۵] V. Caselles, R. Kimmel, and G. Sapiro, "Geodesic active contours," *International journal of computer*

مورچه‌ی مصنوعی، از یک فرآیند تصادفی تکرار شونده پیروی می‌کند، که شامل راه حل‌های جزئی‌تر می‌باشد. هر مورچه به تنهایی بخشی از راه حل است که با استفاده از فرمون مصنوعی، تجربه کسب می‌کند و بسته به مسئله اطلاعات اکتشافی را فراهم می‌کند [۳۷، ۳۸، ۱۱۰، ۱۱۱].

در این روش غذای مورچه به صورت دستی از یک همسایگی تصویر تشدید مغناطیسی انتخاب می‌شود بنابراین برای تصویر سر انسان باید سه ناحیه‌ی (قشر خاکستری، مایع مغزی-نخاعی و ماده‌ی سفید) به صورت دستی برای مورچه تعریف شود که نشان می‌دهد الگوریتم از نوع باسرپرست است؛ بنابراین میزان آستانه‌ی روشنایی برای انجام ناحیه‌بندی بهینه توسط ناظر تعریف می‌شود و این یک قابلیت عمده در این الگوریتم است. در مرحله‌ی بعد شباهت بین غذای مورچه و پیکسل‌های تصویر توسط الگوریتمی مشخص می‌شود؛ اگر این شباهت از حد آستانه بیشتر شود آن پیکسل‌ها به عنوان غذای مورچه برچسب می‌خورند. غذای موجود در حافظه مورچه در هر تکرار باید بروزرسانی شود. معمولاً تعداد مورچه‌ها ۳۰ درصد تعداد پیکسل‌های تصویر در نظر گرفته می‌شوند و بعد از قرار گرفتن در محل سکونت خود فرایند جمعی غذاییابی^{۷۴} را انجام می‌دهند. احتمال حرکت مورچه در هشت همسایگی توسط میزان فرمون و وزن آن همسایگی خواهد بود [۱۱۲-۱۱۷].

سایر الگوریتم‌های هیوریستیک (اکتشافی) مانند ACO که در ناحیه‌بندی تصاویر MR استفاده شده‌اند عبارتند از: الگوریتم پرندگان یا بهینه‌سازی ازدحام ذرات (PSO)^{۷۴} [۱۱۸]، الگوریتم کلونی زنبورهای مصنوعی (ABC)^{۷۵} [۱۱۹]، بهینه‌سازی چند هدفه^{۷۶} [۱۲۰]، الگوریتم ماهی‌های مصنوعی^{۷۷} [۱۲۱]، الگوریتم رقابت استعماری^{۷۸} [۱۲۲]، الگوریتم شبیه‌سازی تبرید یا بازپخت^{۶۱} [۱۲۳]، الگوریتم ژنتیک [۱۲، ۳۹، ۱۲۴-۱۲۷] و الگوریتم جستجوی ممنوع^{۷۹} [۱۲۸].

۴- نتیجه‌گیری

روش‌های فراوانی برای اکتساب تصاویر پزشکی وجود دارد؛ در این میان وضوح بالای تصاویر تشدید مغناطیسی و بی‌خطر بودن آن، عاملی برای استفاده‌ی فراوان از این تصاویر در ناحیه‌بندی تصاویر پزشکی بوده است. عوامل مزاحمی مانند نویز و ناهمگنی میدان مغناطیسی، و همچنین روش‌های اصلاح ناهمگنی میدان مغناطیسی در ناحیه بندی تصاویر MR مغز انسان مورد بررسی قرار گرفت؛ و در مورد کیفیت روش‌های مختلف برای رویارویی با عوامل مذکور، در این مقاله بحث شد و مشخص شد بسته به نیاز پزشک، نوع بافت، میزان پیچیدگی بافت، زمان و یا دقت مورد نیاز

- differential intensity inhomogeneity in longitudinal MR images," *NeuroImage*, vol. 23, pp. 75-83, 2004.
- [۳۲] U. Vovk, F. Pernus, and B. Likar, "A review of methods for correction of intensity inhomogeneity in MRI," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 26, pp. 405-421, 2007.
- [۳۳] A. H. Andersen, Z. Zhang, M. J. Avison, and D. M. Gash, "Automated segmentation of multispectral brain MR images," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 112, pp. 13-23, 2002.
- [۳۴] B. Likar, M. A. Viergever, and F. Pernus, "Retrospective correction of MR intensity inhomogeneity by information minimization," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 20, pp. 1398-1410, 2001.
- [۳۵] A. Buades, B. Coll, and J. M. Morel, "A non-local algorithm for image denoising," 2005, pp. 60-65 vol. 2.
- [۳۶] B. Yu, Z.-Z. Yang, and B. Yao, "An improved ant colony optimization for vehicle routing problem," *European Journal of Operational Research*, vol. 196, pp. 171-176, 2009.
- [۳۷] B. Yagmahan and M. M. Yenisey, "Ant colony optimization for multi-objective flow shop scheduling problem," *Computers & Industrial Engineering*, vol. 54, pp. 411-420, 2008.
- [۳۸] P. Shelokar, P. Siarry, V. Jayaraman, and B. Kulkarni, "Particle swarm and ant colony algorithms hybridized for improved continuous optimization," *Applied Mathematics and Computation*, vol. 188, pp. 129-142, 2007.
- [۳۹] J. C. F. Jinn-Yi Yeh "A hierarchical genetic algorithm for segmentation of multi-spectral human-brain MRI," *Expert Systems with Applications*, vol. 34, p. 11, 2008.
- [۴۰] R. B. Dubey, M. Hanmandlu, S. K. Gupta, and S. K. Gupta, "The Brain MR Image Segmentation Techniques and use of Diagnostic Packages," *Academic Radiology*, vol. 17, pp. 658-671, 2010.
- [۴۱] A. Achiron, S. Gicquel, S. Miron, and M. Faibel, "Brain MRI lesion load quantification in multiple sclerosis: a comparison between automated multispectral and semi-automated thresholding computer-assisted techniques," *Magnetic Resonance Imaging*, vol. 20, pp. 713-720, 2002.
- [۴۲] L. Szilágyi, S. M. Szilágyi, B. Benyó, and Z. Benyó, "Intensity inhomogeneity compensation and segmentation of MR brain images using hybrid c-means clustering models," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 6, pp. 3-12, 2011.
- [۴۳] S. Ramathilagam and Y.-M. Huang, "Extended Gaussian kernel version of fuzzy c-means in the problem of data analyzing," *Expert Systems with Applications*, vol. 38, pp. 3793-3805, 2011.
- [۴۴] T. Niknam and B. Amiri, "An efficient hybrid approach based on PSO, ACO and k-means for cluster analysis," *Applied Soft Computing*, vol. 10, pp. 183-197, 2010.
- [۴۵] S. R. Kannan, S. Ramathilagam, A. Sathya, and R. Pandiyarajan, "Effective fuzzy c-means based kernel function in segmenting medical images," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 40, pp. 572-579, 2010.
- [۴۶] Z.-X. Ji, Q.-S. Sun, and D.-S. Xia, "A modified possibilistic fuzzy c-means clustering algorithm for bias field estimation and segmentation of brain MR image," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 35, pp. 383-397, 2011.
- vision, vol. 22, pp. 61-79, 1997.
- [۱۶] W. Cai, S. Chen, and D. Zhang, "Fast and robust fuzzy c-means clustering algorithms incorporating local information for image segmentation," *Pattern Recognition*, vol. 40, pp. 825-838, 2007.
- [۱۷] C.-W. Bong and M. Rajeswari, "Multi-objective nature-inspired clustering and classification techniques for image segmentation," *Applied Soft Computing*, vol. 11, pp. 3271-3282, 2011.
- [۱۸] M. A. Balafar, A. R. Ramli, and S. Mashohor, "A new method for MR grayscale inhomogeneity correction," *Artificial Intelligence Review*, vol. 34, pp. 195-204, 2010.
- [۱۹] S. M. Lawrie and S. S. Abukmeil, "Brain abnormality in schizophrenia. A systematic and quantitative review of volumetric magnetic resonance imaging studies," *The British Journal of Psychiatry*, vol. 172, pp. 110-120, 1998.
- [۲۰] A. P. Zijdenbos and B. M. Dawant, "Brain segmentation and white matter lesion detection in MR images," *Crit Rev Biomed Eng*, vol. 22, pp. 401-465, 1994.
- [۲۱] A. J. Worth, N. Makris, V. S. Caviness, and D. N. Kennedy, "Neuroanatomical segmentation in MRI: technological objectives," *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, vol. 11, pp. 1161-1188, 1997.
- [۲۲] P. Taylor, "Computer aids for decision-making in diagnostic radiology—a literature review," *British Journal of Radiology*, vol. 68, pp. 945-957, 1995.
- [۲۳] W. E. L. Grimson, G. Ettinger, T. Kapur, M. E. Leventon, W. Wells, and R. Kikinis, "Utilizing segmented MRI data in image-guided surgery," *IJPRAI*, vol. 11, pp. 1367-1397, 1997.
- [۲۴] S. Ramathilagam, R. Pandiyarajan, A. Sathya, R. Devi, and S. R. Kannan, "Modified fuzzy c-means algorithm for segmentation of T1-T2-weighted brain MRI," *Journal of Computational and Applied Mathematics*, vol. 235, pp. 1578-1586, 2011.
- [۲۵] H. W. Muller-Gartner, J. M. Links, J. L. Prince, R. N. Bryan, E. McVeigh, J. P. Leal, C. Davatzikos, and J. J. Frost, "Measurement of radiotracer concentration in brain gray matter using positron emission tomography: MRI-based correction for partial volume effects," *J Cereb Blood Flow Metab*, vol. 12, pp. 571-83, 1992.
- [۲۶] L. Szilágyi, L. Dávid, S. M. Szilágyi, B. Benyó, and Z. Benyó, "Improved Intensity Inhomogeneity Correction Techniques in MR Brain Image Segmentation," 2008, pp. 9625-9630.
- [۲۷] M. Yang and H. Tsai, "A Gaussian kernel-based fuzzy c-means algorithm with a spatial bias correction," *Pattern Recognition Letters*, vol. 29, pp. 1713-1725, 2008.
- [۲۸] M. Siyal and L. Yu, "An intelligent modified fuzzy - means based algorithm for bias estimation and segmentation of brain MRI," *Pattern Recognition Letters*, vol. 26, pp. 2052-2062, 2005.
- [۲۹] D. Robinson and P. Milanfar, "Bias minimizing filter design for gradient-based image registration," *Signal Processing: Image Communication*, vol. 20, pp. 554-568, 2005.
- [۳۰] L. Liao, T. Lin, and B. Li, "MRI brain image segmentation and bias field correction based on fast spatially constrained kernel clustering approach," *Pattern Recognition Letters*, vol. 29, pp. 1580-1588, 2008.
- [۳۱] E. B. Lewis and N. C. Fox, "Correction of

- tissue segmentation using automatically trained k-Nearest-Neighbor classification," *NeuroImage*, vol. 37, pp. 71-81, 2007.
- [۶۲] M. W. Vannier, R. L. Butterfield, D. Jordan, W. A. Murphy, R. G. Levitt, and M. Gado, "Multispectral analysis of magnetic resonance images," *Radiology*, vol. 154, pp. 221-224, 1985.
- [۶۳] T. Kapur, W. Eric, L. Grimson, R. Kikinis, and W. Wells, "Enhanced spatial priors for segmentation of magnetic resonance imagery," *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention—MICCAI'98*, pp. 457-468, 1998.
- [۶۴] G. B. Coleman and H. C. Andrews, "Image segmentation by clustering," *Proceedings of the IEEE*, vol. 67, pp. 773-785, 1979.
- [۶۵] A. K. Jain and R. C. Dubes, *Algorithms for clustering data*: Prentice-Hall, Inc., 1988.
- [۶۶] V. Ramos, F. Muge, and P. Pina, "Self-organized data and image retrieval as a consequence of inter-dynamic synergistic relationships in artificial ant colonies," *Soft Computing Systems: Design, Management and Applications*, vol. 87, pp. 500-509, 2002.
- [۶۷] T. Kohonen and P. Somervuo, "Self-organizing maps of symbol strings," *Neurocomputing*, vol. 21, pp. 19-30, 1998.
- [۶۸] J. Vesanto and E. Alhoniemi, "Clustering of the self-organizing map," *Neural Networks, IEEE Transactions on*, vol. 11, pp. 586-600, 2000.
- [۶۹] H. E. Rickard, "Feature selection for self-organizing feature map neural networks with applications in medical image segmentation," *University of Louisville*, 2001.
- [۷۰] J. Lazaro, J. Arias, J. Martin, A. Zuloaga, and C. Cuadrado, "SOM Segmentation of gray scale images for optical recognition," *Pattern Recognition Letters*, vol. 27, pp. 1991-1997, 2006.
- [۷۱] C. Amza, "A REVIEW ON NEURAL NETWORK-BASED IMAGE SEGMENTATION TECHNIQUES," *De Montfort University, Mechanical and Manufacturing Engg., The GatewayLeicester, LE1 9BH, United Kingdom*, pp. 1-23.
- [۷۲] P. L. Chang and W. G. Teng, "Exploiting the self-organizing map for medical image segmentation," 2007, pp. 281-288.
- [۷۳] C. H. Chuang, P. E. Cheng, M. Liou, C. Y. Liou, and Y. T. Kuo, "Application of Self-Organizing Map(SOM) for Cerebral Cortex Reconstruction," *International Journal of Computational Intelligence Research*, vol. 3, pp. 26-30, 2007.
- [۷۴] C. A. Parra, K. Iftekharuddin, and R. Kozma, "Automated brain data segmentation and pattern recognition using ANN," *Computational Intelligence, Robotics and Autonomous Systems (CIRAS 03)*, (December 2003), 2003.
- [۷۵] M.-S. Yang, K. C.-R. Lin, H.-C. Liu, and J.-F. Lirng, "Magnetic resonance imaging segmentation techniques using batch-type learning vector quantization algorithms," *Magnetic Resonance Imaging*, vol. 25, pp. 265-277, 2007.
- [۷۶] P. Somervuo and T. Kohonen, "Self-organizing maps and learning vector quantization for feature sequences," *Neural Processing Letters*, vol. 10, pp. 151-159, 1999.
- [۷۷] M. Biehl, A. Ghosh, and B. Hammer, "Dynamics and generalization ability of LVQ algorithms," *The Journal of Machine Learning Research*, vol. 8, pp. 4۷۷-4۸۸, 2007.
- [۴۷] L. Lin, D. Garcia-Lorenzo, C. Li, T. Jiang, and C. Barillot, "Adaptive pixon represented segmentation (APRS) for 3D MR brain images based on mean shift and Markov random fields," *Pattern Recognition Letters*, vol. 32, pp. 10۷۰-۱۰۷۳, ۲۰۱۱.
- [۴۸] R. Khayati, M. Vafadust, F. Towhidkhal, and M. Nabavi, "Fully automatic segmentation of multiple sclerosis lesions in brain MR FLAIR images using adaptive mixtures method and markov random field model," *Computers in Biology and Medicine*, 2008.
- [۴۹] J. L. Marroquin, B. C. Vemuri, S. Botello, E. Calderon, and A. Fernandez-Bouzas, "An accurate and efficient Bayesian method for automatic segmentation of brain MRI," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 21, pp. 934-945, 2002.
- [۵۰] D. E. Melas and S. P. Wilson, "Double Markov random fields and Bayesian image segmentation," *Signal Processing, IEEE Transactions on*, vol. 50, pp. 357-365, 2002.
- [۵۱] P. K. Sahoo, S. Soltani, and A. Wong, "A survey of thresholding techniques," *Computer vision, graphics, and image processing*, vol. 41, pp. 233-260, 1988.
- [۵۲] H. R. Singleton and G. M. Pohost, "Automatic cardiac MR image segmentation using edge detection by tissue classification in pixel neighborhoods," *Magnetic resonance in medicine*, vol. 37, pp. 418-424, 1997.
- [۵۳] W. E. Polakowski, D. A. Courmoyer, S. K. Rogers, M. P. DeSimio, D. W. Ruck, J. W. Hoffmeister, and R. A. Raines, "Computer-aided breast cancer detection and diagnosis of masses using difference of Gaussians and derivative-based feature saliency," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 16, pp. 811-819, 1997.
- [۵۴] R. M. Haralick and L. G. Shapiro, "Image segmentation techniques," *Computer vision, graphics, and image processing*, vol. 29, pp. 100-132, 1985.
- [۵۵] P. Gibbs, D. Buckley, S. Blackband, and A. Horsman, "Tumour volume determination from MR images by morphological segmentation," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 41, p. 2437, 1996.
- [۵۶] I. Manousakas, P. Undrill, G. Cameron, and T. Redpath, "Split-and-merge segmentation of magnetic resonance medical images: performance evaluation and extension to three dimensions," *Computers and Biomedical Research*, vol. 31, pp. 393-412, 1998.
- [۵۷] J. F. Mangin, V. Frouin, I. Bloch, J. Régis, and J. López-Krahe, "From 3D magnetic resonance images to structural representations of the cortex topography using topology preserving deformations," *Journal of Mathematical Imaging and Vision*, vol. 5, pp. 297-318, 1995.
- [۵۸] J. Bezdek, L. Hall, and L. Clarke, "Review of MR image segmentation techniques using pattern recognition," *MEDICAL PHYSICS-LANCASTER PA-*, vol. 20, pp. 1033-1033, 1993.
- [۵۹] S. Haykin and N. Network, "A comprehensive foundation," *Neural Networks*, vol. 2, 2004.
- [۶۰] T. Denoeux, "A k-nearest neighbor classification rule based on Dempster-Shafer theory," *Classic works of the Dempster-Shafer theory of belief functions*, pp. 737-760, 2008.
- [۶۱] H. A. Vrooman, C. A. Cocosco, F. Van Der Lijn, R. Stokking, M. A. Ikram, M. W. Vernooij, M. Breteler, and W. J. Niessen, "Multi-spectral brain

- [۹۳] T. McInerney and D. Terzopoulos, "Deformable models in medical image analysis," 1996, pp. 171-180.
- [۹۴] W. J. Niessen, B. Romeny, and M. A. Viergever, "Geodesic deformable models for medical image analysis," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 17, pp. 634-641, 1998.
- [۹۵] R. B. Dubey, M. Hanmandlu, and S. K. Gupta, "The Brain MR Image Segmentation Techniques and use of Diagnostic Packages", *Academic Radiology*, vol. 17, pp. 658-671, 2010.
- [۹۶] T. McInerney and D. Terzopoulos, "T-snakes: Topology adaptive snakes," *Medical Image Analysis*, vol. 4, pp. 73-91, 2000.
- [۹۷] L. Vincent and P. Soille, "Watersheds in digital spaces: an efficient algorithm based on immersion simulations," *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, vol. 13, pp. 583-598, 1991.
- [۹۸] J. Sijbers, P. Scheunders, M. Verhoye, A. Van der Linden, D. van Dyck, and E. Raman, "Watershed-based segmentation of 3D MR data for volume quantization," *Magnetic Resonance Imaging*, vol. 15, pp. 679-688, 1997.
- [۹۹] A. P. Mangan and R. T. Whitaker, "Partitioning 3D surface meshes using watershed segmentation," *Visualization and Computer Graphics, IEEE Transactions on*, vol. 5, pp. 308-321, 1999.
- [۱۰۰] Y. L. Huang and D. R. Chen, "Watershed segmentation for breast tumor in 2-D sonography," *Ultrasound in medicine & biology*, vol. 30, pp. 625-632, 2004.
- [۱۰۱] G. Hamarneh and X. Li, "Watershed segmentation using prior shape and appearance knowledge," *Image and Vision Computing*, vol. 27, pp. 59-68, 2009.
- [۱۰۲] T. Saikumar, B. Shashidhar, V. Harshavardhan, and K. S. Rani, "MRI Brain Image Segmentation Algorithm Using Watershed Transform and Kernel Fuzzy C-Means Clustering on Level Set Method," 2011.
- [۱۰۳] C. Li, R. Huang, Z. Ding, J. Gatenby, D. Metaxas, and J. Gore, "A Level Set Method for Image Segmentation in the Presence of Intensity Inhomogeneities With Application to MRI," *Image Processing, IEEE Transactions on*, pp. 1-1, 2011.
- [۱۰۴] L. Wang, Y. Chen, X. Pan, X. Hong, and D. Xia, "Level set segmentation of brain magnetic resonance images based on local Gaussian distribution fitting energy," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 188, pp. 316-325, 2010.
- [۱۰۵] P. C. Barman, M. S. Miah, and B. C. Singh, "MRI IMAGE SEGMENTATION USING LEVEL SET METHOD AND IMPLEMENT AN MEDICAL DIAGNOSIS SYSTEM," *Computer*, 2012.
- [۱۰۶] M. Ammar, S. Mahmoudi, M. A. Chikh, and A. Abbou, "Endocardial Border Detection in Cardiac Magnetic Resonance Images Using Level Set Method," *Journal of Digital Imaging*, pp. 1-13, 2011.
- [۱۰۷] Y. T. Chen, "A level set method based on the Bayesian risk for medical image segmentation," *Pattern Recognition*, vol. 43, pp. 3699-3711, 2010.
- [۱۰۸] J. Hwang, Y. Han, and H. W. Park, "Skull-stripping method for brain MRI using a 3D level set with a speedup operator," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2011.
- [۱۰۹] I. Ben Ayed, S. Li, and I. Ross, "Level set image 323-360, 2007.
- [۱۰۹] S. K. Bandhyopadhyay and T. U. Paul, "Segmentation of Brain MRI Image—A Review," *International Journal*, vol. 2, 2012.
- [۱۱۰] I. I. T. MODEL, "Unsupervised Texture Segmentation Using Markov Random Field Models".
- [۱۱۱] S. Geman and D. Geman, "Stochastic relaxation, Gibbs distributions, and the Bayesian restoration of images," *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, pp. 721-741, 1984.
- [۱۱۲] C. Chen and G. Lee, "On digital mammogram segmentation and microcalcification detection using multiresolution wavelet analysis," *Graphical Models and Image Processing*, vol. 59, pp. 349-364, 1997.
- [۱۱۳] N. C. Andreasen, R. Rajarethinam, T. Cizadlo, S. Arndt, V. W. Swazy, L. A. Flashman, D. S. O'Leary, J. C. Ehrhardt, and W. T. C. Yuh, "Automatic atlas-based volume estimation of human brain regions from MR images," *Journal of computer assisted tomography*, vol. 20, p. 98, 1996.
- [۱۱۴] J. Talairach and P. Tournoux, *Co-planar stereotaxic atlas of the human brain: 3-dimensional proportional system: an approach to cerebral imaging*: Thieme, 1988.
- [۱۱۵] J. Lancaster, L. Rainey, J. Summerlin, C. Freitas, P. Fox, A. Evans, A. Toga, and J. Mazziotta, "Automated labeling of the human brain: a preliminary report on the development and evaluation of a forward-transform method," *Human Brain Mapping*, vol. 5, p. 238, 1997.
- [۱۱۶] G. E. Christensen, S. C. Joshi, and M. I. Miller, "Volumetric transformation of brain anatomy," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 16, pp. 864-877, 1997.
- [۱۱۷] S. Sandor and R. Leahy, "Surface-based labeling of cortical anatomy using a deformable atlas," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 16, pp. 41-54, 1997.
- [۱۱۸] T. Rohlfing, R. Brandt, R. Menzel, and C. R. Maurer, "Evaluation of atlas selection strategies for atlas-based image segmentation with application to confocal microscopy images of bee brains," *NeuroImage*, vol. 21, pp. 1442-1458, 2004.
- [۱۱۹] T. Makela, P. Clarysse, O. Sipila, N. Pauna, Q. C. Pham, T. Katila, and I. E. Magnin, "A review of cardiac image registration methods," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 21, pp. 1011-1021, 2002.
- [۱۲۰] P. Aljabar, R. Heckemann, A. Hammers, J. Hajnal, and D. Rueckert, "Multi-atlas based segmentation of brain images: Atlas selection and its effect on accuracy," *NeuroImage*, vol. 46, pp. 726-738, 2009.
- [۱۲۱] P. M. Thompson and A. W. Toga, "Detection, visualization and animation of abnormal anatomic structure with a deformable probabilistic brain atlas based on random vector field transformations," *Medical Image Analysis*, vol. 1, pp. 271-294, 1997.
- [۱۲۲] T. McInerney and D. Terzopoulos, "Topology adaptive deformable surfaces for medical image volume segmentation," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 18, pp. 840-850, 1999.
- [۱۲۳] Z. Hammal, L. Couvreur, A. Caplier, and M. Rombaut, "Facial expression classification: An approach based on the fusion of facial deformations using the transferable belief model," *International Journal of Approximate Reasoning*, vol. 46, pp. 542-567, 2007.

- [۱۲۷] U. Maulik, "Medical image segmentation using genetic algorithms," *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, vol. 13, pp. 166-173, 2009.
- [۱۲۸] R. Caballero, M. Laguna, R. Martí, and J. Molina, "Scatter tabu search for multiobjective clustering problems," *Journal of the Operational Research Society*, vol. 62, pp. 2034-2046, 2010.
- [۱۱۰] P. Shelokar, "An ant colony approach for clustering," *Analytica Chimica Acta*, vol. 509, pp. 187-195, 2004.
- [۱۱۱] M. Schlüter, J. A. Egea, and J. R. Banga, "Extended ant colony optimization for non-convex mixed integer nonlinear programming," *Computers & Operations Research*, vol. 36, pp. 2217-2229, 2009.
- [۱۱۲] S. A. Etemad and T. White, "An ant-inspired algorithm for detection of image edge features," *Applied Soft Computing*, vol. 11, pp. 4883-4893, 2011.
- [۱۱۳] M. Dorigo and C. Blum, "Ant colony optimization theory: A survey," *Theoretical Computer Science*, vol. 344, pp. 243-278, 2005.
- [۱۱۴] B. Chandra Mohan and R. Baskaran, "A survey: Ant Colony Optimization based recent research and implementation on several engineering domain," *Expert Systems with Applications*, vol. 39, pp. 4618-4627, 2012.
- [۱۱۵] C. Blum, "Ant colony optimization: Introduction and recent trends," *Physics of Life Reviews*, vol. 2, pp. 353-373, 2005.
- [۱۱۶] J. E. Bell and P. R. McMullen, "Ant colony optimization techniques for the vehicle routing problem," *Advanced Engineering Informatics*, vol. 18, pp. 41-48, 2004.
- [۱۱۷] M. Dorigo and K. Socha, "An introduction to ant colony optimization," ed: Chapman & Hall/CRC, Boca Raton, Fla, 2007, pp. 26.1-26.14.
- [۱۱۸] M. Azarbad, A. Ebrahimzadeh, and A. Babajani-Feremi, "Brain tissue segmentation using an unsupervised clustering technique based on PSO algorithm," 2010, pp. 1-6.
- [۱۱۹] M. Taherdangkoo, M. Yazdi, and M. Rezvani, "Segmentation of MR brain images using FCM improved by artificial bee colony (ABC) algorithm," 2010, pp. 1-5.
- [۱۲۰] A. Mukhopadhyay and U. Maulik, "A multiobjective approach to MR brain image segmentation," *Applied Soft Computing*, vol. 11, pp. 872-880, 2011.
- [۱۲۱] C. XiaoLi, Z. Ying, S. JunTao, and S. JiQing, "Method of image segmentation based on Fuzzy C-Means clustering algorithm and artificial fish swarm algorithm," 2010, pp. 254-257.
- [۱۲۲] M. Rismanbor and K. Faez, "A multiple target detection algorithm based on Imperialist Competitive Algorithm," 2011, pp. 1311-1315.
- [۱۲۳] N. Sharma, A. K. Ray, S. Sharma, K. Shukla, L. Aggarwal, and S. Pradhan, "Segmentation of medical images using simulated annealing based fuzzy C Means algorithm," *International Journal of Biomedical Engineering and Technology*, vol. 2, pp. 260-278, ۲۰۰۹.
- [۱۲۴] V. Ramos, "Evolution and cognition in image analysis," Master's thesis, Instituto Superior Tecnico, 1998.† comp. ai. genetic ga98aVRamos, 1997.
- [۱۲۵] L. Tang, L. Tian, and B. Steward, "Color image segmentation with genetic algorithm for in-field weed sensing," *Transactions of the ASAE-American Society of Agricultural Engineers*, vol. 43, pp. 1019-1028, 2000.
- [۱۲۶] V. Ramos and F. Muge, "Image colour segmentation by genetic algorithms," *Arxiv preprint cs/0412087*, 2004.

Ant Colony Optimization	۷۲
foraging	۷۳
Particle Swarm Optimization	۷۴
Artificial Bee Colony	۷۵
Multi-objective Optimization	۷۶
Artificial Fish Swarm	۷۷
Imperialist Competitive Algorithm	۷۸
Tabu Search	۷۹

۶- کلید واژگان

noninvasive	۱
transition	۲
Computed Tomography scan	۳
emission	۴
Positron Emission Tomography	۵
diffraction	۶
segmentation	۷
clustering	۸
classification	۹
Proton Density	۱۰
Spin Density	۱۱
CerebroSpinal Fluid	۱۲
Multi spectral	۱۳
voxel	۱۴
partial-volume effect	۱۵
Inhomogeneity Non-Uniformity	۱۶
gain field	۱۷
bias field	۱۸
prospective	۱۹
retrospective	۲۰
phantom based	۲۱
retrospective	۲۲
surface fitting	۲۳
Segmentation Based	۲۴
Maximum likelihood	۲۵
Maximum A-Posteriori Probability (MAP)	۲۶
Fuzzy C-Means	۲۷
non-parametric	۲۸
Histogram Based Methods	۲۹
High-frequency Maximization	۳۰
Information Minimization	۳۱
Histogram Matching	۳۲
Filtering Methods	۳۳
manually	۳۴
unsupervised	۳۵
supervised	۳۶
structural	۳۷
edge-based	۳۸
region-based	۳۹
region growing	۴۰
pixel-based	۴۱
Intensity Based	۴۲
thresholding	۴۳
statistical	۴۴
Markov Random Field	۴۵
hybrid	۴۶
region growing	۴۷
homotopic	۴۸
Classifiers	۴۹
pattern recognitio	۵۰
nearest neighbor	۵۱
Bayes classifier	۵۲
clustering	۵۳
expectation maximization	۵۴
Gaussian mixture model	۵۵
Artifitial Neural Network	۵۶
Self-organizing maps	۵۷
Learning vector quantization	۵۸
Markov Random Field Models	۵۹
Bayesian network	۶۰
Simulated Annealing	۶۱
Atlas-guided approaches	۶۲
Deformable Models	۶۳
ultrasonic	۶۴
Active contour	۶۵
snake	۶۶
watershed	۶۷
watershed line	۶۸
Catchment basins	۶۹
Over-segmentation	۷۰
Level set	۷۱