

تجزیه و تحلیل تصاویر پزشکی

کاوش در تصاویر پزشکی

مهندس سلمان پروانه

باشگاه پژوهشگران جوان

دکتر عمادالدین فاطمی زاده

استادیار دانشگاه صنعتی شریف

در این مقاله در ابتدا توضیحات مختصری در مورد بعضی مفاهیم پایه ارائه و سپس در ادامه، اصطلاحات و نکات رایج در رابطه با ناحیه بندی تصویر توضیح داده می شود. همچنین مروری بر روش های رایج ناحیه بندی خواهیم داشت.

تصویر

تصویر، یک مجموعه از اندازه گیری ها در فضای دوبعدی یا سه بعدی است. در تصاویر پزشکی، این اندازه گیری ها می تواند جذب تشعشع در تصویرگری اشعه ایکس، فشار آکوستیکی در اولتراسوند یا دامنه سیگنال فرکانس رادیویی^۱ در تصویرگری تشدید مغناطیسی باشد. تصاویر را می توانیم در حوزه پیوسته از جمله فیلم اشعه ایکس یا در فضای گسسته از جمله در تصویرگری تشدید مغناطیسی به دست بیاوریم. موقعیت هر اندازه گیری در تصاویر گسسته دوبعدی، پیکسل و در تصاویر سه بعدی و کسل^۲ نامیده می شود.

ناحیه بندی تصویر

به طور کلاسیک، ناحیه بندی تصویر به صورت جزء بندی یک تصویر به نواحی سازنده و بدون همپوشانی که نسبت به تعدادی ویژگی از جمله شدت یا بافت^۳ مشابه هستند، تعریف می شود. اگر دامنه تصویر به وسیله I بیان شود، مساله ناحیه بندی، تعیین کردن مجموعه های S_i به گونه ای است که اجتماع آنها برابر با کل تصویر یعنی I باشد. بنابراین مجموعه هایی که ناحیه بندی را می سازند باید در رابطه زیر صدق کنند:

$$I = \bigcup_i S_i$$

به گونه ای که برای هر i ، $I = \bigcup_i S_i$ ، باشد و هر S_i ای متصل باشد. یک روش ناحیه بندی، به طور ایده آل آن مجموعه هایی را که متناظر با ساختارهای آناتومیک مجزا یا نواحی مورد علاقه در تصویر هستند، می یابد.

هنگامی که قید مربوط به متصل بودن نواحی برداشته می شود، آنگاه تعیین مجموعه های تحت عنوان طبقه بندی پیکسل نامیده می شود و در این حالت خود مجموعه ها را کلاس ها نام گذاری می کنیم. در تصاویر پزشکی، اغلب طبقه بندی پیکسل نسبت به ناحیه بندی کلاسیک، هدف مطلوب تری به شمار می آید، به ویژه وقتی که به شناسایی نواحی غیر متصل که به یک کلاس از بافت مشابه متعلق هستند، احتیاج داریم. تعیین کل کلاس ها یعنی K در طبقه بندی پیکسل کار سختی است. اغلب فرض می کنیم که مقدار K بر اساس اطلاعات قبلی که درباره آناتومی تحت بررسی داریم، معلوم و مشخص است.

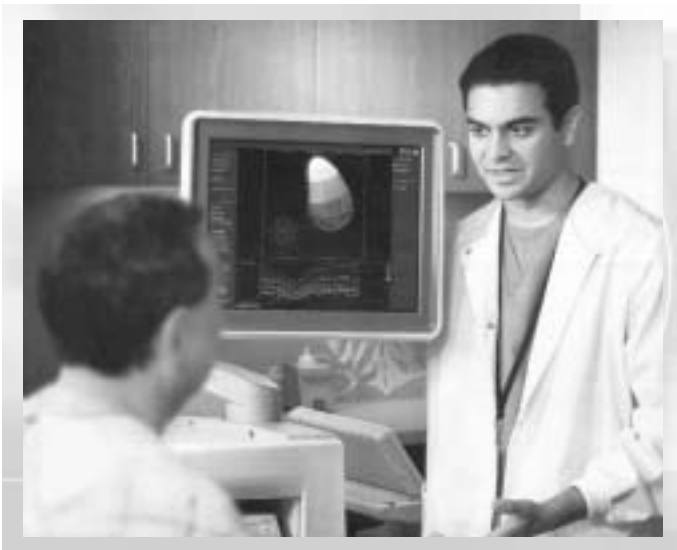
برچسب گذاری

برچسب گذاری فرآیند تخصیص یک اسم با معنی به هر ناحیه یا کلاس است که می تواند به صورت مجزا از ناحیه بندی انجام شود. برچسب گذاری، اندیس

عددی K از مجموعه S_i را به یک اسم آناتومیک نگاشت می کند. در تصاویر پزشکی، اغلب اوقات برچسب ها به صورت بصری واضح هستند و به وسیله ارزیابی توسط پزشک یا تکنسین تعیین می شوند. در سیستم های پردازشگر خودکار یا هنگامی که برچسب ها واضح نیستند، برچسب گذاری خودکار کامپیوتری مورد درخواست است. یک نمونه از مواردی که فرآیند برچسب گذاری را نیز در بر می گیرد، ماموگرافی دیجیتال است که تصویر به نواحی مجزا ناحیه بندی و سپس به عنوان بافت سالم یا تومورها^۴ برچسب گذاری می شود. فرآیند برچسب گذاری و قطعه بندی ممکن است به صورت مجزا باشد یا اینکه به صورت هم زمان انجام شود که این امر به تکنیک استفاده شده بستگی دارد.

ناحیه بندی نرم و اثرات حجم جزئی

ناحیه بندی که اجازه می دهد تا نواحی یا کلاس ها هم پوشانی داشته باشند، «ناحیه بندی نرم» نامیده می شود. ناحیه بندی نرم در تصویرگری پزشکی به علت اثرات حجم جزئی که چند بافت در یک پیکسل یا وکسل مشارکت دارند و منجر به محوشدگی شدت در امتداد مرزها می شود، دارای اهمیت است. شکل (۱) نشان می دهد که فرآیند نمونه برداری چگونه منجر به اثرات حجم جزئی می شود که ابهام در تعاریف ساختاری را نتیجه می دهد. ناحیه بندی سخت^۵، تصمیم و حکمی را قرار می دهد که



مشی متداول دیگر برای معتبرسازی روش ناحیه بندی به واسطه استفاده از فانتوم های^{۱۳} فیزیکی یا فانتوم های محاسباتی است.

مروری بر روش های رایج ناحیه بندی

تصویرگری تشخیصی، ابزاری گران بها در پزشکی امروز است. تصویرگری تشدید مغناطیسی^{۱۴}، توموگرافی، ماموگرافی دیجیتال و سایر گونه های تصویرگری، وسیله ای موثر را برای نقشه برداری و نگاشت^{۱۵} از آناتومی فرد به صورت غیرتهاجمی فراهم می کنند. این فن آوری ها، اطلاعات موجود درباره آناتومی طبیعی و بیمار را برای تحقیقات پزشکی افزایش داده و در مقاصد تشخیصی و درمانی، جزئی بحرانی و حیاتی هستند.

با افزایش اندازه و تعداد تصاویر پزشکی، استفاده از کامپیوتر برای تسهیل پردازش و تحلیل آنها ضروری شده است. به ویژه الگوریتم های کامپیوتری برای تشخیص ساختارهای آناتومیک و نواحی مورد علاقه دیگر، جزئی کلیدی در کمک کردن و اتوماتیک کردن مقاصد تصویرگری پزشکی به شمار می آیند. این الگوریتم ها، الگوریتم های ناحیه بندی تصویر^{۱۶} نامیده می شوند و نقشی حیاتی را در کاربردهای مختلف تصویرگری مهندسی پزشکی بازی می کنند.

هدف اصلی از فرآیند ناحیه بندی، تفکیک کردن^{۱۷} یک تصویر به نواحی است که نسبت به یک یا تعداد بیشتری مشخصه^{۱۸} یا ویژگی^{۱۹} یکسان هستند، به این نواحی کلاس ها یا زیرمجموعه ها گفته می شود. ناحیه بندی یک ابزار مهم در پردازش تصاویر پزشکی است و استفاده از آن در بسیاری از کاربردها مفید شده است. این کاربردها شامل آشکارسازی مرز شریان ها در آنژیوگرام، تعیین ضایعه مالتیپل اسکلروزیس^{۲۰}، تحلیل های جراحی^{۲۱}، اندازه گیری حجم تومور و پاسخ آن به درمان، طبقه بندی اتوماتیک سلول های خونی، مطالعه رشد مغز، آشکارسازی میکرو کالسیفیکاسیون^{۲۲} در ماموگرام، منطبق کردن تصویر^{۲۳}، آشکارسازی تومور و... است.

در بعضی کاربردها، طبقه بندی پیکسل های تصویر به نواحی آناتومیک از جمله استخوان ها، عضله ها و رگ های خونی می تواند مفید باشد و در بعضی دیگر از کاربردها طبقه بندی به نواحی پاتولوژیک و آسیب دیده از جمله سرطان و بدشکلی های بافت^{۲۴} سودمند است. در بعضی مطالعات هدف، تقسیم کل تصویر

آیا پیکسل داخل شیء است یا خارج از شیء. به عبارت دیگر ناحیه بندی نرم با مجاز شمردن عدم قطعیت^۷ در موقعیت مرزهای شیء اطلاعات بیشتری را از تصویر اصلی حفظ می کند و نگه می دارد. ممکن است تابع پخش نقطه ای^۸ وسیله تصویرگری، از اندازه مکانی یک پیکسل یا وکسل منفرد بزرگ تر باشد. بنابراین اثرات حجم جزئی می توانند منجر به محوشدگی مرزها در بخش زیادی از تصویر بشوند.

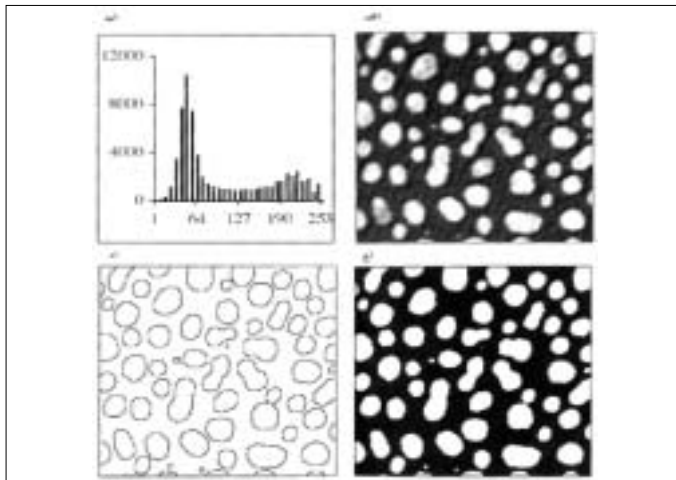
ارتباط متقابل^۹

موازنه بین ارتباط متقابل دستی و کارایی یک ملاحظه مهم در هر کاربرد ناحیه بندی است. ارتباط متقابل دستی، با ترکیب کردن اطلاعات قبلی اپراتور می تواند صحت را بهبود بخشد. با این وجود ارتباط دستی برای جمعیت مطالعاتی بزرگ می تواند دشوار و زمان گیر باشد.

نوع ارتباط متقابل که به وسیله روش های ناحیه بندی لازم است، می تواند از تعیین ساختارهای آناتومیک به صورت کاملاً دستی تا انتخاب نقاط اولیه^{۱۰} برای الگوریتم گسترش ناحیه، متغیر باشد. تفاوت بین این نوع ارتباط های متقابل در مقدار زمان و تلاشی است که احتیاج دارند و نیز مقدار آموزشی که برای اپراتور لازم است. همچنین روش هایی که بر اساس ارتباط متقابل دستی هستند، می توانند نسبت به نتایج مورد اعتماد آسیب پذیر باشند.

معتبرسازی^{۱۱}

برای اینکه کارایی روش ناحیه بندی را به صورت کیفی در آوریم، آزمایش های معتبرسازی ضروری هستند. معتبرسازی به طور نوعی با استفاده از یکی از دو نوع مدل درستی^{۱۲} انجام می شود. آسان ترین خط مشی برای معتبرسازی، مقایسه نتایج ناحیه بندی های اتوماتیک با نتایج ناحیه بندی است که به صورت دستی به دست آمده اند. این خط مشی در کنار ایرادهایی که در بخش قبلی ذکر شد، نمی تواند ایجاد یک مدل درست و کامل را تضمین کند، چون کارایی اپراتور نیز می تواند دچار کاستی و اشتباه شود. خط



▲ شکل ۳) یک مثال از آستانه گذاری سراسری: الف) تصویر اصلی، ب) هیستوگرام تصویر در قسمت الف)، ج) نتیجه آستانه گذاری با ۱۲۷ و د) شکل سلول های سفید بعد از اعمال لاپلاسیان به تصویر نشان داده شده در شکل قسمت ج)

دارد، بسته به کاربرد خاص، نوع تصویر گری و فاکتورهای دیگر به شکل وسیعی تغییر می کنند. برای مثال، ناحیه بندی بافت مغز دارای نیازمندی های مختلفی نسبت به ناحیه بندی کبد است. آرتیفکت های عمومی در تصویر گری از جمله نویز، اثر حجم جزئی^{۲۹} و حرکت می تواند اثرات مهمی را روی کارایی الگوریتم های ناحیه بندی داشته باشد. امروزه یک روش ناحیه بندی منفرد که برای هر تصویر پزشکی منجر به نتایج قابل قبولی بشود، وجود ندارد. روش هایی وجود دارند که عمومی تر هستند و می توانند به انواع مختلفی از داده اعمال شوند. البته روش هایی که برای یک کاربرد خاص هستند، با در نظر گرفتن اطلاعات قبلی اغلب به کارایی بهتری منجر می شوند. بنابراین انتخاب خط مشی مناسب برای مساله ناحیه بندی معمای سخت و پیچیده ای است. متداول ترین تکنیک های ناحیه بندی را که استفاده می شوند، می توان به دو دسته گسترده زیر طبقه بندی کرد:

- ۱) تکنیک های ناحیه بندی ناحیه که در جستجوی نواحی ای که یک معیار همسانی^{۳۰} را ارضاء می کنند، هستند.
- ۲) تکنیک های ناحیه بندی مبتنی بر لبه که لبه های بین نواحی با ویژگی های مختلف را پیدا می کند.

در مبحث بعد، به صورت خلاصه خط مشی های متداولی که در مقالات جدید برای ناحیه بندی تصاویر پزشکی ارائه شده اند توصیف می شوند.

روش آستانه گذاری

چندین تکنیک برای آستانه گذاری گسترش یافته اند. تعدادی از آنها بر اساس هیستوگرام تصویر هستند و بقیه بر اساس ویژگی های محلی از جمله انحراف استاندارد و مقدار میانگین محلی یا گرادیان محلی هستند. شهودی ترین خط مشی، آستانه گذاری سراسری است. وقتی که بر اساس هیستوگرام تصویر فقط یک آستانه برای کل تصویر انتخاب می شود، آستانه گذاری سراسری نامیده می شود. اگر سطح آستانه به ویژگی های محلی برخی از نواحی تصویر بستگی داشته باشد برای مثال، به مقدار میانگین محلی سطح خاکستری، آستانه گذاری محلی خوانده می شود. اگر آستانه های محلی برای هر پیکسل یا گروهی از پیکسل ها به صورت مستقل انتخاب شود، آستانه گذاری دینامیک یا تطبیقی نامیده

به زیرنواحی ای از جمله ماده سفید، ماده خاکستری و فضا های مایع مغزی- نخاعی مغز است، در حالی که در مطالعات دیگر ساختار خاصی باید استخراج شود. برای مثال استخراج تومورهای سینه از تصاویر تشدید مغناطیسی.

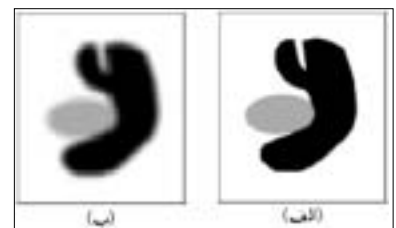
در مباحث بعدی، چندین روش متداول ناحیه بندی به همراه مزایا و معایب هر کدام از آنها ذکر خواهد شد.

تکنیک های گوناگونی برای ناحیه بندی پیشنهاد شده اند. با این وجود یک تکنیک ناحیه بندی استاندارد که نتایج مطلوبی را برای همه کاربردهای تصویر گری نتیجه بدهد، وجود ندارد. تعریف هدف ناحیه بندی بر طبق هدف مطالعه و نوع داده تصویری تغییر می کند.

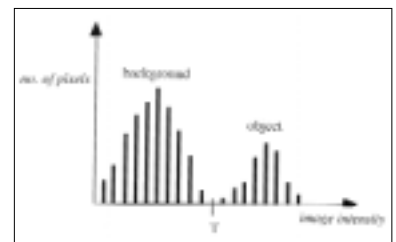
تکنیک های ناحیه بندی بسته به طرح طبقه بندی می توانند به روش های مختلفی به چندین کلاس طبقه بندی شوند:

- الف) دستی، نیمه اتوماتیک و اتوماتیک
- ب) مبتنی بر پیکسل (روش های محلی) و مبتنی بر ناحیه (روش های سراسری)
- ج) تکنیک های کلاسیک (تکنیک های آستانه گذاری^{۲۵}، مبتنی بر لبه^{۲۶} و مبتنی بر ناحیه^{۲۷})، آماری، فازی^{۲۸} و شبکه عصبی مصنوعی.

روش هایی که برای انجام ناحیه بندی وجود



▲ شکل ۱) نمایش اثر حجم جزئی، الف) تصویر ایده آل (ب) تصویر اخذ شده



▲ شکل ۲) یک مثال از هیستوگرام دووجهی با آستانه انتخاب شده

می شود.

روش آستانه گذاری سراسری

آستانه گذاری سراسری بر اساس این فرض است که تصویر دارای هیستوگرام دووجهی^{۳۱} است و بنابراین شیء با یک عملیات ساده که مقادیر تصویر را با مقدار آستانه T مقایسه می کند، می تواند از زمینه استخراج شود. فرض کنید که تصویر با هیستوگرام نشان داده شده در شکل (۲) را داریم.

پیکسل های شیء و زمینه دارای سطوح خاکستری هستند که در دو حالت غالب و جداگانه گروه بندی شده اند. یک راه واضح برای استخراج شیء از زمینه انتخاب آستانه T به گونه ای است که این حالت ها را جدا کند. تصویر آستانه گذاری شده بصورت زیر تعریف می شود:

نتیجه آستانه گذاری یک تصویر باینری^{۳۲} است که پیکسل های با شدت یک، متناظر با شیء هستند و پیکسل های با شدت صفر متناظر با زمینه هستند یا بالعکس.

شکل (۳) نتیجه ناحیه بندی با استفاده از روش آستانه گذاری را نشان می دهد. شکل اصلی (شکل ۳-الف) شامل سلول های سفید بر روی زمینه سیاه است. شدت پیکسل ها بین ۰ و ۲۵۵ تغییر می کند. آستانه ۱۲۷ بعنوان مینیمم بین دو حالت در هیستوگرام انتخاب شد (شکل ۳-ب) و نتیجه ناحیه بندی در شکل (۳-ج) نشان داده شده است که در آن پیکسل های با مقادیر شدت بزرگ تر از ۱۲۷ با سفید نشان داده شده اند. در مرحله آخر (شکل ۳-د) لبه های سلول ها با اعمال لاپلاسین^{۳۳} (مشتق مرتبه ۲) به تصویر آستانه گذاری شده شکل (۳-ج) به دست آمده است.

اگر تصویر شامل بیش از دو نوع ناحیه باشد، ناحیه بندی آن با اعمال چند آستانه منفرد یا با استفاده از تکنیک آستانه گذاری چند آستانه ای^{۳۴} ممکن است. برای مثال در شکل (۵-الف) وجود سه حالت مجزا و جداگانه دیده می شود که با انتخاب دو مقدار آستانه در دره های بین پیک ها می توان این سه حالت را ناحیه بندی کرد. البته با افزایش



هدف اصلی از فرآیند ناحیه بندی، تفکیک کردن یک تصویر به نواحی است که نسبت به یک یا تعداد بیشتری مشخصه یا ویژگی یکسان هستند، به این نواحی کلاس ها یا زیرمجموعه ها گفته می شود

یافتن تعداد نواحی، تمایز دادن حالت های هیستوگرام بسیار سخت تر می شود و انتخاب آستانه، کاری دشوار می شود.

آستانه گذاری سراسری بسیار سریع تر می باشد و بر روی تصاویری که شامل اشیاء با مقدار شدت یونیفرم^{۳۴} بر روی زمینه دارای کنتراست هستند، به خوبی کار می کند. البته اگر کنتراست بین شیء و زمینه کم باشد یا تصویر همراه با نویز باشد یا شدت زمینه به شکل عمده ای در امتداد تصویر تغییر کند، با شکست مواجه می شود.

روش آستانه گذاری محلی (تطبیقی)

در بسیاری از کاربردها، نمی توان از هیستوگرام یک آستانه سراسری را پیدا کرد و یا اینکه یک آستانه منفرد نمی تواند نتایج ناحیه بندی خوبی را برای کل تصویر فراهم کند. برای مثال وقتی که زمینه ثابت نیست و کنتراست اشیاء در امتداد تصویر تغییر می کند، آستانه گذاری در بخشی از تصویر بسیار خوب کار می کند، ولی در نواحی دیگر، نتایج رضایت بخشی را فراهم نمی کند. اگر در تصویر بتوانیم تغییرات زمینه را به وسیله تعدادی تابع شناخته شده از موقعیت توصیف کنیم، می توانیم این تغییرات را با استفاده از تکنیک های اصلاح سطح خاکستری که بعد از یک آستانه منفرد که بر روی کل تصویر اعمال می شود، اصلاح نماییم. راه حل دیگر اعمال آستانه گذاری محلی (تطبیقی) است.

آستانه های محلی به روش های زیر تعیین می شوند:

(۱) تصویر را به تعدادی زیر تصویر می شکنیم و آستانه را برای هر زیر تصویر محاسبه می کنیم.

(۲) شدت های تصویر را در همسایگی هر پیکسل بررسی می کنیم.

در روش اول، ابتدا تصویر به زیر تصویرهای مستطیلی که دارای هم پوشانی هستند تقسیم می شود و برای هر زیر تصویر هیستوگرام محاسبه می شود. زیر تصاویری که استفاده می شوند، باید به حدی بزرگ باشند که شامل هر دوی پیکسل های زمینه و شیء باشند. اگر زیر تصویر دارای هیستوگرام دووجهی باشد، مینیمم بین قله های هیستوگرام آستانه محلی را تعیین می کند. اگر هیستوگرام یک وجهی باشد، آستانه با استفاده از درون یابی آستانه های محلی که برای زیر تصویرهای مجاور پیدا شده است تعیین می شود. در مرحله آخر یک درون یابی ثانویه برای پیدا کردن آستانه های صحیح در هر پیکسل ضروری است.

در روش دوم، آستانه با استفاده از مقدار میانگین توزیع محلی شدت می تواند انتخاب شود. بعضی اوقات از آماره های^{۳۶} دیگر از جمله میانگین به علاوه انحراف استاندارد و میانگین مقادیر ماکزیمم و مینیمم و یا آماره های مبتنی بر شدت محلی

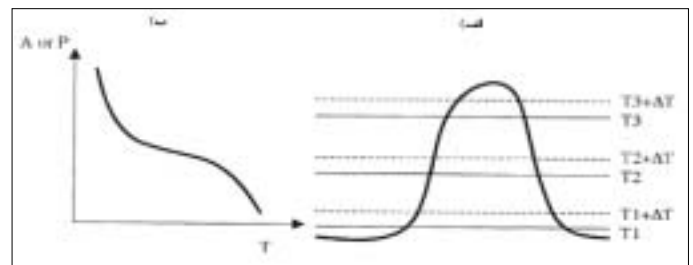
دامنه گرادیان می توانیم استفاده کنیم.

به طور کلی آستانه گذاری محلی از لحاظ محاسباتی از آستانه گذاری سراسری پیچیده تر است ولی برای ناحیه بندی اشیاء از زمینه متغیر و همچنین برای استخراج نواحی که بسیار کوچک یا پراکنده^{۳۷} هستند، بسیار مفید است.

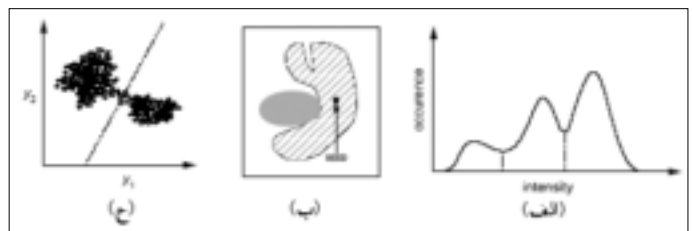
روش گسترش ناحیه

بر خلاف روش آستانه گذاری که بر روی اختلاف شدت پیکسل ها تمرکز دارد، روش گسترش ناحیه به دنبال گروه هایی از پیکسل ها می گردد که دارای شدت های یکسانی هستند. روش گسترش ناحیه تحت عنوان روش ادغام ناحیه^{۳۸} نیز نامیده می شود.

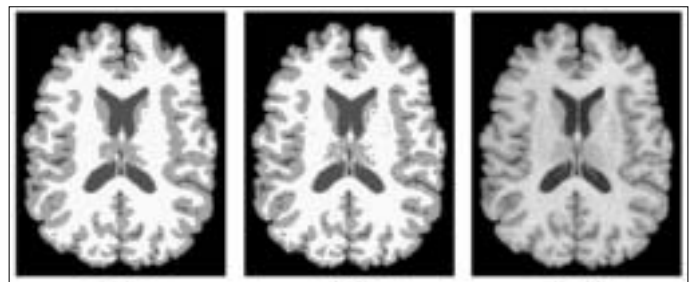
روش گسترش ناحیه با یک پیکسل یا یک گروه از پیکسل ها که به ساختارهای مورد علاقه تعلق دارند و تحت عنوان نقاط اولیه نامیده می شوند، شروع به کار می کند. نقاط اولیه می تواند توسط اپراتور انتخاب شود یا به وسیله روش های یافتن نقطه اولیه به صورت خودکار تعیین گردد. در مرحله بعد پیکسل های همسایه بررسی می شود و اگر براساس تست یکسانی^{۳۹} که معیار همسانی^{۴۰} نیز نامیده می شود، به اندازه کافی شبیه باشد، به ناحیه در حال گسترش اضافه می شود. فرآیند تا وقتی که دیگر هیچ پیکسلی نتواند اضافه شود، ادامه می یابد. سپس شیء به وسیله همه



▲ شکل ۴) یک مثال از حساسیت انتخاب تراز آستانه، الف) برش شدت از شیء، روشن بر روی زمینه تاریک با سه تراز آستانه و سه تراز دیگر که با اضافه کردن مقدار کوچک ایجاد شده اند، ب) یک ترسیم فرضی از مساحت (A) یا محیط (P) بر اساس تراز آستانه



▲ شکل ۵) روش های فضای ویژگی و گسترش ناحیه، الف) هیستوگرامی که سه کلاس مجزا را نشان می دهد. ب) فضای ویژگی دوبعدی. ج) مثالی از گسترش ناحیه



▲ شکل ۶) ناحیه بندی تصویر تشدید مغناطیسی مغز: الف) تصویر اصلی، ب) ناحیه بندی با استفاده از الگوریتم K-means، ج) ناحیه بندی با استفاده از الگوریتم K-means با میدان تصادفی مارکوف ابتدایی

پیکسل هایی که در طی فرآیند گسترش قبول شده اند، بازنمایی می شود.

یک مثال از تست یکسانی مقایسه تفاضل بین مقدار شدت پیکسل و مقدار میانگین شدت در ناحیه است. اگر تفاضل از مقداری که از پیش تعیین شده کم تر باشد (برای مثال دو انحراف معیار استاندارد شدت در داخل ناحیه)، پیکسل در داخل ناحیه در نظر گرفته می شود و در غیر این صورت، به عنوان پیکسل لبه تعریف می شود. نتیجه روش گسترش ناحیه، به شدت به تعیین معیار یکسانی بستگی دارد و اگر این معیار به شکل مناسبی انتخاب نشود، نواحی به داخل ناحیه های مجاور نشت می کند یا نواحی که به شیء مورد علاقه تعلق ندارد، ادغام می شود. مشکل دیگر، گسترش ناحیه این است که نقاط شروع مختلف ممکن است به نواحی مشابهی گسترش نیابد.

مزیت گسترش ناحیه این است که قادر می باشد نواحی را که دارای ویژگی های یکسانی هستند و به صورت مکانی جدا شده اند، به صورت صحیحی ناحیه بندی کند. مزیت دیگر این روش این است که نواحی متصل را ایجاد می کند.

به جای ادغام نواحی، می توانیم با یک ناحیه بندی اولیه شروع کنیم و نواحی را که در تست یکسانی مفروضه صدق نمی کنند، به بخش های کوچک تری تقسیم کنیم. این تکنیک، روش تفکیک کردن^{۴۰} نامیده می شود. ترکیب روش های ادغام کردن و تفکیک کردن، مزایای هر دو خط مشی را با هم جمع می کند.

روش طبقه بندی کننده^{۴۱}

روش های طبقه بندی کننده، تکنیک های بازشناسی الگو^{۴۲} هستند که تلاش می کنند فضای ویژگی را که از تصویر بدست می آید با استفاده از داده با برچسب معلوم تفکیک کنند. فضای ویژگی، فضای مبنایی از هر تابع تصویر است و متداول ترین فضای ویژگی خود شدت های تصویر است. هیستوگرام یک مثال از فضای ویژگی یک بعدی است (شکل ۵-الف). شکل ۵-ج) یک مثال از فضای ویژگی دوبعدی را که به دو کلاس



در بعضی کاربردها، طبقه بندی پیکسل های تصویر به نواحی آناتومیک از جمله استخوان ها، عضله ها و رگ های خونی می تواند مفید باشد و در بعضی

دیگر از کاربردها طبقه بندی به نواحی پاتولوژیک و آسیب دیده از جمله سرطان و بدشکلی های بافت سودمند است

باعث می شود که آنها از لحاظ محاسباتی نسبتاً کارا باشند و برخلاف روش های آستانه گذاری می توان آنها را به تصاویر چندکاناله اعمال کرد. یک عیب این روش این است که در حالت کلی هیچ مدل سازی مکانی ای را انجام نمی دهد که این موضوع به ویژه در تصاویری که با غیر همسانی شدت، خراب شده اند باعث بروز مشکلاتی در ناحیه بندی می شود. یک ایراد دیگر این روش احتیاج داشتن به ارتباط متقابل دستی برای بدست آوردن داده آموزشی است. مجموعه های آموزشی را برای هر تصویری که به ناحیه بندی احتیاج دارد می توان بدست آورد ولی این کار زمان گیر و طاقت فرسا است. از طرف دیگر استفاده از مجموعه آموزشی مشابه برای تعداد زیادی از اسکن ها^{۴۸} می تواند منجر با نتایج پایاس دار^{۴۹} بشود که تغییر پذیری اطلاعات آناتومیک و فیزیولوژیک در بین موارد مختلف رادر نظر نمی گیرد.

روش خوشه بندی

الگوریتم های خوشه بندی در واقع عملیاتی مشابه با روش های طبقه بندی کننده ها را بدون استفاده از داده آموزشی انجام می دهند. بنابراین آنها تحت عنوان روش های بدون ناظر^{۵۰} شناخته می شوند. بمنظور جبران کردن کمبود داده آموزشی، روش های خوشه بندی بین ناحیه بندی کردن تصویر و مشخص کردن ویژگی های هر کلاس تکرار می شود^{۵۱}. بطور حسی، روش های خوشه بندی خودشان را با استفاده از داده های در دسترس آموزش می دهند.

سه الگوریتم خوشه بندی متداولی که استفاده می شوند الگوریتم K-means یا الگوریتم Isodata، الگوریتم c-means فازی و الگوریتم ماکزیمم کردن امید ریاضی^{۵۲} هستند. الگوریتم خوشه بندی K-means، داده را با محاسبه بازگشتی شدت میانگین برای هر کلاس و ناحیه بندی تصویر با ناحیه بندی کردن هر پیکسل در کلاسی با نزدیک ترین میانگین خوشه بندی می کند. شکل (۶-ب) نتیجه اعمال الگوریتم K-means را به یک برش از تصویر تشدید مغناطیسی مغز در شکل (۶-الف) نشان می دهد. تعداد کلاس ها برابر با سه فرض شد که از خاکستری تیره تا سفید بترتیب مایع مغزی- نخاعی، ماده خاکستری و ماده سفید را نشان می دهد. الگوریتم c-means فازی با مجاز شمردن ناحیه بندی نرم بر اساس ثنوری مجموعه فازی به الگوریتم K-means کلیت می بخشد.

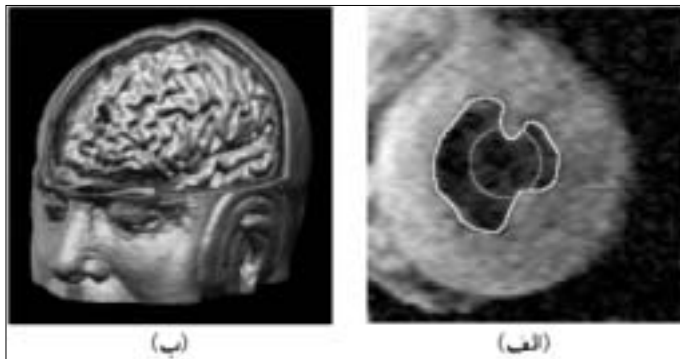
الگوریتم ماکزیمم کردن امید ریاضی، اصول خوشه بندی مشابهی را با این فرض که داده ها از مدل مخلوط گوسی پیروی می کنند، اعمال می کند. این الگوریتم بین محاسبه احتمال پسین و محاسبه تخمین های بیشترین همسانی میانگین،

تفکیک شده است، نشان می دهد. همه پیکسل ها به همراه ویژگی های متناظرشان که در سمت چپ خط تفکیک کننده قرار دارند در داخل یک کلاس گروه بندی می شوند. ویژگی هایی که استفاده می شوند می تواند به بافت یا ویژگی های دیگری مربوط باشند ولی ساده ترین ویژگی مقادیر شدت هستند.

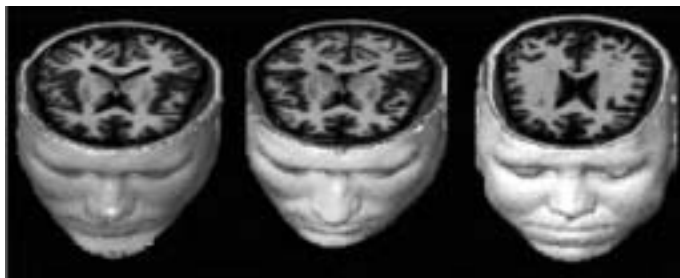
طبقه بندی کننده ها تحت عنوان روش های باناظر شناخته می شوند زیرا برای ناحیه بندی اتوماتیک داده جدید به داده آموزشی^{۳۳} که به صورت دستی ناحیه بندی شده است، احتیاج دارند. راه های مختلفی برای اعمال داده آموزشی به روش های طبقه بندی کننده وجود دارد. یک طبقه بندی کننده ساده، طبقه بندی کننده نزدیک ترین همسایه^{۴۴} است که هر پیکسل یا وکسل در داخل کلاسی که به داده آموزشی آن نزدیک تر است طبقه بندی می شود. طبقه بندی کننده K همسایه نزدیک^{۴۵}، حالت عمومیته یافته طبقه بندی کننده نزدیک ترین همسایه است که در آن هر پیکسل بر اساس حداکثر آرای K داده آموزشی نزدیک تر طبقه بندی می شود. طبقه بندی کننده K همسایه نزدیک یک طبقه بندی کننده غیر پارامتری است، زیرا هیچ فرضی را درباره ساختار آماری داده در نظر نمی گیرد.

یک طبقه بندی کننده پارامتری متداول، طبقه بندی کننده بیشترین همسانی^{۴۶} یا بیز^{۴۷} است. این طبقه بندی کننده فرض می کند که شدت های پیکسل ها از ترکیب توزیع های احتمال که معمولاً گوسی است، نمونه های مستقلی هستند.

طبقه بندی کننده های استاندارد احتیاج دارند که ساختارهایی که باید ناحیه بندی شوند دارای ویژگی های متمایز باشند. از آنجایی که داده آموزشی را می توان برچسب گذاری کرد، طبقه بندی کننده تا زمانی که فضای ویژگی به حد کافی بین هر برچسب متمایز قائل شود، می تواند این برچسبها را به داده جدید منتقل کند. غیربازگشتی بودن روش طبقه بندی کننده



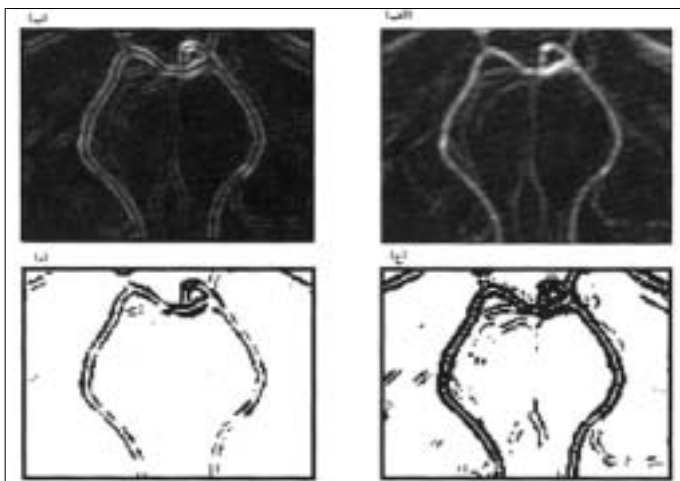
▲ شکل ۷ الف) یک مثال دوبعدی از استفاده کانتور شکل پذیر برای استخراج دیواره داخلی بطن چپ انسان از تصویر تشدید مغناطیسی. کانتور شکل پذیر اولیه (با خاکستری رسم شده است) و نتیجه همگرا شده نهایی (با سفید نشان داده شده است). ب) یک مثال سه بعدی از استفاده سطح شکل پذیر برای بازسازی سطح کورتکس مغز از روی تصویر سه بعدی تشدید مغناطیسی



▲ شکل ۸ نمایش تاب دادن اطلس: الف) تصویر الگو، ب) تصویر هدف و ج) الگوی تاب داده شده



▲ شکل ۹ سه لایه از حجم مغز در تصویر تشدید مغناطیسی که با اطلس پوشانده شده است



▲ شکل ۱۰ آشکار سازی لیه با استفاده از عملگر سوبل: الف) تصویر آنژیو گرافی اصلی که عروق خونی را نشان می دهد. ب) تصویر دامنه لیه که با استفاده از پنجره سوبل به دست آمده است. ج) تصویر لیه که با آستانه پایین (۳۰۰) آستانه گذاری شده است. د) تصویر لیه که با آستانه بالا (۶۰۰) آستانه گذاری شده است.

کووارینانس و ضرایب ترکیب مدل مخلوط تکرار می شود.

با وجود اینکه الگوریتم های خوشه بندی به داده آموزشی احتیاج ندارند ولی به یک ناحیه بندی اولیه یا بطور معادل پارامترهای اولیه احتیاج دارند. الگوریتم ماکزیمم کردن امید ریاضی نسبت به الگوریتم های K-means و c-means فازی حساسیت بیشتری را نسبت به مقاداردهی اولیه نشان داده است. مشابه روش های طبقه بندی کننده، الگوریتم های خوشه بندی به طور مستقیم از مدلسازی مکانی استفاده نمی کنند و بنابراین ممکن است به نویز و غیر یکسانی شدت حساس بشوند. البته عدم وجود مدل سازی مکانی می تواند مزیت های مهمی را برای محاسبات سریع فراهم می کند.

مقاوم بودن نسبت به نویز را می توان با استفاده از مدل سازی میدان تصادفی مارکوف که در بخش بعد تشریح می شود، فراهم کرد.

روش مدل های میدان تصادفی مارکوف

خود مدل سازی میدان تصادفی مارکوف، به تنهایی یک روش طبقه بندی نیست بلکه یک مدل آماری است که می تواند به همراه روش های ناحیه بندی استفاده شود. میدان های تصادفی مارکوف ارتباط مکانی بین پیکسل های مجاور و همسایه را مدل می کنند. این هم بستگی محلی^{۵۳} یک مکانیسم را برای مدل سازی ویژگی های گوناگون تصویر فراهم می کند. در تصویرگری پزشکی، میدان های تصادفی مارکوف به طور نوعی برای در نظر گرفتن این واقعیت که بیشترین پیکسل ها به کلاس مشابهی که پیکسل های همسایه آنها به آن تعلق دارند، متعلق هستند استفاده می شوند. از دیدگاه فیزیکی این بدین معنی است که ساختارهای آناتومی که شامل فقط یک پیکسل هستند، تحت فرض میدان تصادفی مارکوف احتمال رخ دادن بسیار کمی را دارند.

روش شبکه های عصبی مصنوعی

شبکه های عصبی مصنوعی یک نمونه برای آموزش ماشینی^{۵۴} را نشان می دهد و به شکل های مختلفی می تواند برای ناحیه بندی

بسیاری از روش های آشکار سازی لبه از عملگر گرادینتی که به دنبال آن عملیات آستانه گذاری قرار دارد، برای تعیین اینکه آیا لبه ای یافت شده است یا خیر استفاده می کنند. در نتیجه خروجی یک تصویر باینری است که محل لبه ها را نشان می دهد. روش های دیگر ناحیه بندی عبارتند از: روش تطبیق مدل^{۴۰}، روش آبخاری^{۴۱}، روش های ترکیبی یا هیبرید ▶
پانوشت:

- 1) RF
- 2) Voxel
- 3) Texture
- 4) Tumor
- 5) Soft Segmentation
- 6) Hard Segmentation
- 7) Uncertainty
- 8) Point Spread Function
- 9) Interaction
- 10) Seed Point
- 11) Validation
- 12) Truth Model
- 13) Phantom
- 14) Magnetic Resonance Imaging(MRI)
- 15) Map
- 16) Image Segmentation
- 17) Partition
- 18) Characteristic
- 19) Feature
- 20) Multiple Sclerosis Lesion
- 21) Surgery Simulation
- 22) Microcalcification
- 23) Image Registration
- 24) Tissue deformity
- 25) Thresholding
- 26) Edge-based
- 27) Region-based
- 28) Fuzzy
- 29) Partial Volume Effect
- 30) Homogeneity Criterion
- 31) Bimodal Histogram
- 32) Binary Image
- 33) Multithresholding Technique
- 34) Uniform
- 35) Statistic
- 36) Sparse
- 37) Region Merging
- 38) Uniformity Test
- 39) Homogeneity Criterion
- 40) Splitting
- 41) Classifier
- 42) Pattern Recognition
- 43) Training Data
- 44) Nearest Neighbor
- 45) K-nearest-neighbor
- 46) Maximum likelihood
- 47) Bayes
- 48) Scan
- 49) Biased
- 50) Unsupervised
- 51) Iterate
- 52) Expectation Maximization(EM)
- 53) Local Correlation
- 54) Machine Learning
- 55) Iterative Relaxation Process
- 56) Smooth
- 57) Drive
- 58) Atlas Guided Approach
- 59) Template
- 60) Model Fitting
- 61) Watershed
- 62) Acquire

تصویر استفاده بشود. وسیع ترین استفاده کاربردی آنها در ناحیه بندی تصویر به عنوان طبقه بندی کننده است که وزن ها با استفاده از داده آموزشی تعیین می شود و سپس شبکه های عصبی مصنوعی برای ناحیه بندی داده جدید استفاده می شود. همچنین شبکه های عصبی مصنوعی می تواند در روش بدون ناظر و به عنوان روش خوشه بندی استفاده شود و نیز در مدل های شکل پذیر به کار رود.

روش مدل های شکل پذیر

مدل های شکل پذیر، تکنیک های مبتنی بر مدل برای تشخیص مرزهای نواحی هستند که از سطوح یا منحنی های بسته پارامتریک که تحت تاثیر نیروهای داخلی و خارجی تغییر شکل می دهند، استفاده می کنند. این مدل ها دارای انگیزه های فیزیکی هستند. برای تشخیص مرز شیء در تصویر در ابتدا باید یک سطح یا منحنی بسته در نزدیکی مرزهای مطلوب قرار داد و سپس اجازه داد که تحت تاثیر یک فرآیند سست سازی بازگشتی^{۵۵} قرار بگیرد. نیروهای داخلی از داخل سطح یا منحنی محاسبه می شوند تا آنرا در طی فرآیند تغییر شکل هموار^{۵۶} حفظ کنند. معمولاً نیروهای خارجی از روی تصویر بدست می آیند تا سطح یا منحنی را بسمت ویژگی مطلوب مورد علاقه برانند^{۵۷}.

خط مشی های با هدایت اطلس^{۵۸}

خط مشی های با هدایت اطلس در مواقعی که یک الگو^{۵۹} یا اطلس استاندارد در دسترس است، ابزاری قدرتمند برای ناحیه بندی تصویر پزشکی هستند. اطلس با جمع آوری اطلاعات درباره آناتومی که به ناحیه بندی احتیاج دارد، ایجاد می شود. سپس از این اطلس به عنوان قاب مرجع برای ناحیه بندی تصاویر جدید استفاده می شود. خط مشی های با هدایت اطلس از لحاظ مفهوم مشابه طبقه بندی کننده ها هستند با این تفاوت که خط مشی های با هدایت اطلس، بجای فضای ویژگی در حوزه مکان پیاده سازی می شوند.

روش های ناحیه بندی مبتنی بر لبه

لبه یا مرز بر روی یک تصویر بوسیله گرادینت شدت پیکسل تعیین می شود.